



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA FETÁLNÍCH EKG ZÁZNAMŮ

FETAL ECG RECORDS ANALYSIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Michaela Hláčiková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

BRNO 2020

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Michaela Hláčková

ID: 186659

Ročník: 2

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Analýza fetálních EKG záznamů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku měření a zpracování signálů fetálního EKG. Provedte literární rešerši nejčastěji používaných metod pro detekci srdeční frekvence plodu a extrakci FEKG signálů získaných nepřímým povrchovým měření z abdominální oblasti těla matky. 2) Navrhněte a realizujte vybrané metody detekce srdeční frekvence a extrakce FEKG signálů a implementujte v programovém prostředí Matlab. 3) Funkčnost realizovaných metod ověřte na datech přístupných z databáze Physionet.org. Dosažené výsledky diskutujte. 4) Vámi navržený algoritmus upravte na základě předchozích poznatků a otestujte na více datech. 5) Provedte diskusi dosažených výsledků a formulujte použitelnost jednotlivých metod

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] LIU, He, Deyun CHEN a Guanghao SUN. Detection of Fetal ECG R Wave From Single-Lead Abdominal ECG Using a Combination of RR Time-Series Smoothing and Template-Matching Approach. IEEE Access. 2019, 7, 66633-66643. ISSN 2169-3536.

[2] DA POIAN, Giulia, Riccardo BERNARDINI a Roberto RINALDO. Separation and Analysis of Fetal-ECG Signals From Compressed Sensed Abdominal ECG Recordings. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2016, 63(6), 1269-1279. ISSN 0018-9294.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 29.5.2020

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Táto práca sa zaoberá analýzou fetálnych EKG záznamov meraných nepriamou metódou z abdominálnej časti tela matky. Práca pozostáva z teoretickej časti venovanej vývinu plodu, jeho srdca a popisu fetálneho EKG. Práca taktiež ponúka prehľad metód spracovávania fEKG v súčasnosti. Praktická časť práce sa zaoberá implementáciou algoritmov vytvorených na základe vybraných metód na spracovanie fetálneho EKG, konkrétne metódy vlnkovej transformácie a metódy najmenších štvorcov LMS v programovom prostredí Matlab. Záver práce tvorí analýza a diskusia dosiahnutých výsledkov.

Kľúčové slová

EKG, fetálne EKG, monitorovanie plodu, vlnková transformácia, LMS

Abstract

This thesis is focused on the analysis of fetal ECG records measured by indirect method from mother's abdomen. The thesis consists of the theoretical part is focused on fetal, heart development and description of fetal ECG signal. This thesis also offers an overview of fECG signal processing methods used nowadays. The practical part of the thesis deals with the implementation of algorithms based on wavelet transformation and Least Mean Square LMS method in Matlab programming environment. The final part of the thesis consists of the analysis of achieved results.

Keywords

ECG, fetal ECG, fetal monitoring, wavelet transformation, LMS

Bibliografická citácia:

HLÁČIKOVÁ, Michaela. Analýza fetálních EKG záznamů. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/122622>. Semestrální práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Lukáš Smital.

Prehlásenie

„Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Analýza fetálních EKG záznamů jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědomá následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 14.5.2020

.....

podpis autora

Pod'akovanie

Ďakujem vedúcemu diplomovej práce Ing. Lukášovi Smitalovi, Ph.D. za metodickú, pedagogickú a odbornú pomoc, trpezlivosť a cenné rady pri spracovaní mojej diplomovej práce.

V Brne dňa: 14.5.2020

.....

podpis autora

Obsah

1.	Úvod.....	13
2.	Vývin plodu a plodový EKG záznam	14
2.1	Vývin plodu.....	14
2.1.1	Prvý trimester.....	14
2.1.2	Druhý trimester	15
2.1.3	Tretí trimester	15
2.2	Vývin srdca plodu	16
2.3	Elektrická aktivita srdca plodu	18
3.	Metódy merania a spracovania plodového EKG záznamu	20
3.1	Meranie plodového EKG	21
3.1.1	Priame meranie plodového EKG	21
3.1.2	Nepriame meranie plodového EKG.....	21
3.2	Spracovanie plodového EKG záznamu.....	22
3.2.1	Neadaptívne metódy	22
3.2.2	Adaptívne metódy	23
3.2.3	Hybridné metódy	25
4.	Implementácia vybraných metód v programovom prostredí matlab	27
4.1	Popis dát	27
4.2	Popis metód.....	28
4.2.1	Vlnková transformácia.....	28
4.2.1.1	Stacionárna vlnková transformácia	30
4.2.1.2	Paketová vlnková transformácia.....	31
4.2.2	Metóda najmenších štvorcov - LMS.....	32
4.3	Implementácia metód	33
4.3.1	Predspracovanie signálov	33
4.3.2	Metóda vlnkovej transformácie	34
4.3.2.1	Stanovenie polôh fetálnych QRS komplexov.....	34
4.3.2.2	Stanovenie srdcovej frekvencie plodu	37
4.3.3	Metóda najmenších štvorcov	38
5.	Analýza výsledkov	44

5.1	Výsledky metódy vlnkovej transformácie	45
5.1.1	Vplyv kvality dát	46
5.1.2	Vplyv algoritmu	48
5.1.3	Vplyv tepovej frekvencie matky	48
5.1.4	Grafické porovnanie výsledkov	49
5.2	Výsledky metódy najmenších štvorcov	52
5.2.1	Vplyv kvality dát	53
5.2.2	Vplyv algoritmu	55
5.2.3	Grafické porovnanie výsledkov	55
Záver.....	58
Príloha A - Schéma algoritmu metódy vlnkovej transformácie	65
Príloha B - Schéma algoritmu metódy najmenších štvorcov.....	66

Zoznam symbolov a skratiek

Skratky:

CNS	Centrálna nervová sústava
BPM	Beats per Minute (tepy za minútu)
EKG	Elektrokardiografia
fEKG	Fetálne (plodové) EKG
mEKG	Materské EKG

Zoznam obrázkov

Obr. 2-1: Zásobovanie plodu [30].....	14
Obr. 2-2: Vývin plodu od 4. po 40. týždeň tehotenstva [32]	15
Obr. 2-3: Vývin srdca [38].....	16
Obr. 2-4: Porovnanie krvného obehu srdca plodu a novorodenca [10]	17
Obr. 2-5: fEKG krivka [39]	18
Obr. 3-1: Rozmiestnenie elektród počas merania [19]	21
Obr. 4-1: Rozmiestnenie elektród počas merania [20]	27
Obr. 4-2: Typy vlniek	29
Obr. 4-3: Bloková schéma dyadickej vlnkovej transformácie.....	30
Obr. 4-4: Bloková schéma SWT a ISWT [36] ($x(n)$ – vstupný signál, $x'(n)$ – výstupný signál, $y_1(n) - y_4(n)$ – signály v jednotlivých pásmach rozkladu, $H_h(z)$, $H_d(z)$, $F_h(z)$, $F_d(z)$ – banky filtrov, $z^{-\tau}$ – oneskorenie).....	31
Obr. 4-5: Schéma priamej a spätnej redundantnej paketovej vlnkovej transformácie [14] ($s(n)$ – vstupný signál, d – pásmo rozkladu, $H_h(z)$, $H_d(z)$, $F_h(z)$, $F_d(z)$ – banky filtrov)	31
Obr. 4-6: Bloková schéma LMS [37] ($x(n)$ – vstupný signál, $w(n)$ – váhy, Control – blok vyhodnocovania chyby, $y(n)$ – výstupný signál, $d(n)$ – referenčný signál, $e(n)$ – chybový signál).....	32
Obr. 4-7: Vykreslenie jednotlivých signálov zo záznamu	33
Obr. 4-8: Záznam r08, zvod 3	34
Obr. 4-9: Záznam r01, zvod 2	34
Obr. 4-10: Signál po dekompozícii na jednotlivé pásma.....	35
Obr. 4-11: Tretie rozkladové pásmo s vyznačenými QRS komplexmi plodu (f) a matky (m)	36
Obr. 4-12: Detekcia fQRS komplexov na filtrovanom signáli z vybraného pásma .	36
Obr. 4-13: Porovnanie R-R intervalov z povrchového a priameho merania	37
Obr. 4-14: Zoradenie R-R intervalov podľa dĺžky ich trvania	38
Obr. 4-15: Vybrané časti R-R intervalov	38
Obr. 4-16: Referenčný signál.....	39
Obr. 4-17: Povrchový signál	39

Obr. 4-18: fEKG signál po extrakcii pomocou adaptívnej filtrácie.....	39
Obr. 4-19: Porovnanie signálu pred (červená) a po (modrá) filtrácii	40
Obr. 4-20: Detekcia fQRS komplexov	40
Obr. 4-21: Porovnanie extrahovaného fEKG a signálu z priameho merania	41
Obr. 4-22: Porovnanie R-R intervalov z povrchového a priameho merania	41
Obr. 4-23: Zoradenie R-R intervalov podľa dĺžky ich trvania	42
Obr. 4-24: Vybrané časti R-R intervalov	42
Obr. 5-1: Vplyv rušenia v dôsledku narušenia kontaktu na kvalitu signálu (r04, zvod 4)	46
Obr. 5-2: Vplyv rušenia v dôsledku pohybu na kvalitu signálu (r04)	47
Obr. 5-3: Vplyv rušenia na kvalitu signálu (r07)	47
Obr. 5-4: Porovnanie tretieho a štvrtého rozkladového pásma s vyznačenými QRS komplexmi plodu (f) a matky (m) (r01).....	48
Obr. 5-5: Prekrytie QRS komplexov plodu a matky	49
Obr. 5-6: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r01)	50
Obr. 5-7: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r04)	50
Obr. 5-8: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r07)	51
Obr. 5-9: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r08)	51
Obr. 5-10: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r10)	52
Obr. 5-11: Signál z priameho merania (R04)	53
Obr. 5-12: Pohyb dieťaťa (r04).....	54
Obr. 5-13: Vplyv matkinho EKG na fetálne EKG (r07).....	54
Obr. 5-14: Strata signálu (r10)	54
Obr. 5-15: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r01)	55
Obr. 5-16: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r04)	56
Obr. 5-17: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r07)	56
Obr. 5-18: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r08)	57
Obr. 5-19: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r10)	57

Zoznam tabuliek

Tabuľka 3-1: Prehľad neadaptívnych metód	22
Tabuľka 3-2: Prehľad adaptívnych metód	24
Tabuľka 3-3: Prehľad hybridných metód	25
Tabuľka 5-1: Výsledky testovania metódy vlnkovej transformácie	45
Tabuľka 5-2: Výsledky testovania metódy LMS.....	52

1. ÚVOD

Monitorovanie zdravotného stavu a správneho vývinu plodu počas tehotenstva je dnes už samozrejmosťou a lekárske prehliadky sa stávajú takmer každomesačnou rutinnou záležitosťou budúcej matky. Cieľom diplomovej práce je čitateľovi priblížiť problematiku vývinu plodu, jeho srdca, možných zdravotných problémov s ním spojených a metód, pomocou ktorých sa dá niektorým z týchto problémom včas zabrániť.

Hlavnou témou práce je analýza a spracovanie fetálnych EKG záznamov získaných nepriamym povrchovým meraním z abdominálnej časti tela matky. V teoretickej časti sa práca zaoberá vývinom plodu a jeho srdca a samotným fetálnym EKG signálom. Ďalšia časť práce je venovaná popisu metód, ktorými sa fetálne EKG signály namerané nepriamym spôsobom spracovávajú v súčasnosti.

Praktická časť práce je venovaná popisu získaných fetálnych EKG záznamov a popisu implementácie vybraných metód, pričom najpodrobnejšie spracovanou metódou je metóda vlnkovej transformácie. Posledná časť práce patrí diskusii o dosiahnutých výsledkoch algoritmov.

2. VÝVIN PLODU A PLODOVÝ EKG ZÁZNAM

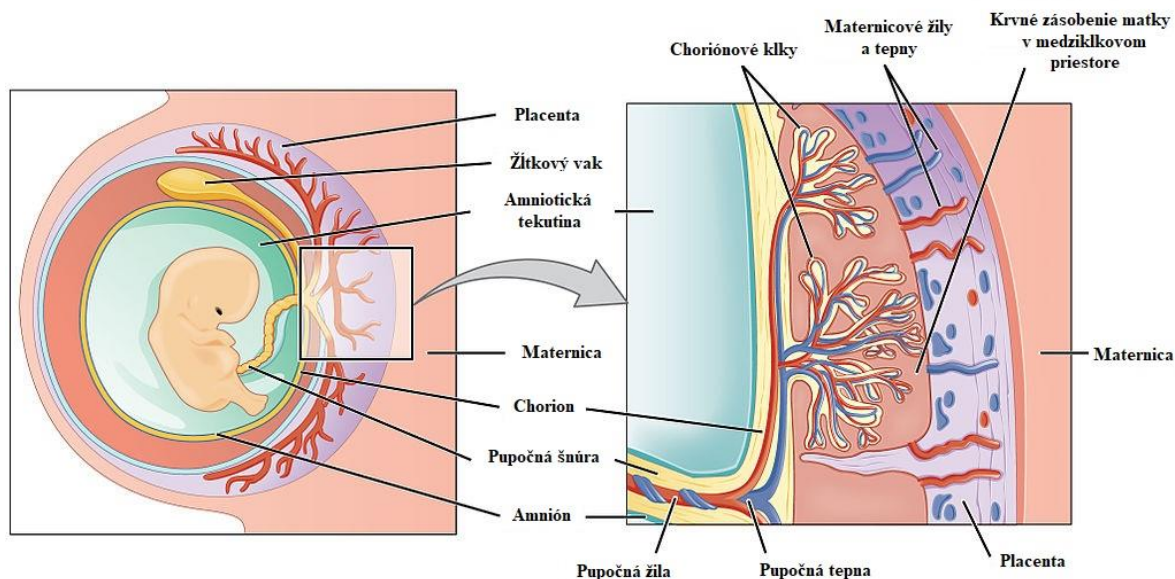
Vývin plodu od oplodnenia po narodenie trvá v priemere 40 týždňov. Týchto 40 týždňov je rozdelených do troch fáz vývinu plodu, takzvaných trimestrov. V tejto kapitole nájdeme popis jednotlivých fáz a taktiež porovnanie plodového EKG a EKG dospelého človeka.

2.1 Vývin plodu

2.1.1 Prvý trimester

Po oplodnení vajíčka dochádza k tvorbe blastocysty, ktorá sa v šiesty deň po oplodnení dostáva do maternice a počas nasledujúcich dvoch týždňov sa pomaly uhniesťuje v jej stene. Po zanorení vajíčka vzniká krvné prepojenie medzi matkou a zárodkom. Telo matky začína produkovať hormóny, vďaka ktorým sú zjavné skoré prejavy tehotenstva.

Od tretieho do ôsmeho týždňa trvá embryonálne štádium tehotenstva. Dochádza k diferencovaniu buniek a tvorbe všetkých orgánových sústav. Počas tohto obdobia je plod najnáchylnejší na pôsobenie vonkajších faktorov (alkohol, drogy, lieky, atď.), ktoré môžu byť príčinou vývojových väd.



Obr. 2-1: Zásobovanie plodu [30]

Embryo sa na plod – fetus mení začiatkom tretieho mesiaca, kedy začína obdobie výraznejšieho rastu. S matkou je plod spojený placentou, pomocou ktorej sa mu dostáva kyslík, všetky potrebné živiny a odvádzajú sa ňou odpadové látky a oxid uhličitý [30].

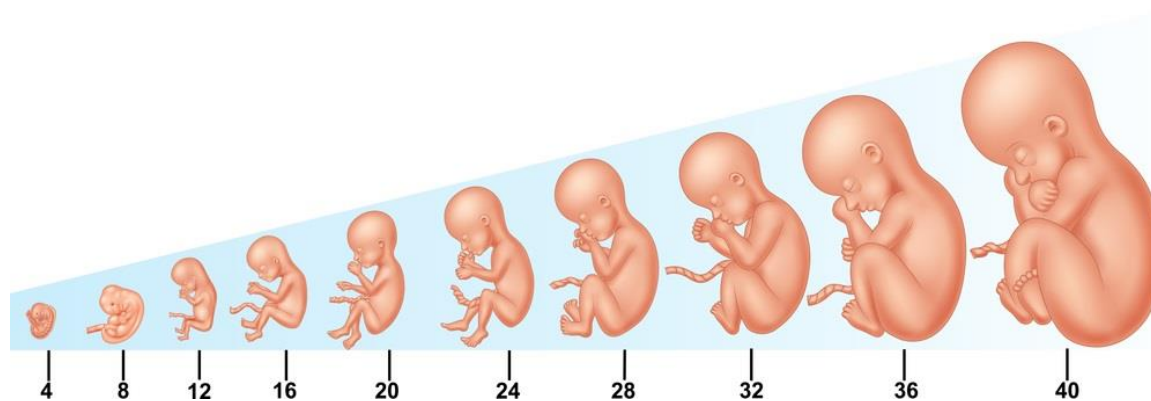
2.1.2 Druhý trimester

Druhý trimester sprevádza veľmi rýchly rast plodu. Pre matku to znamená výraznejšie fyzické zmeny (priberanie), hormonálne zmeny spôsobujú najmä náladovosť.

Vyvíjajúcemu sa plodu sa spomalí rast hlavy v porovnaní so zvyškom tela. V piatom mesiaci tehotenstva sa plod začína pohybovať, pričom matka tieto pohyby vníma. Deti, ktoré sú narodené pred začiatkom šiesteho mesiaca majú malú šancu prežiť, pretože ich CNS a dýchací systém ešte nie sú dostatočne vyvinuté. Predčasne narodené deti, ktoré sa narodia po druhej polovici šiesteho mesiaca majú šancu na prežitie výrazne vyššiu – až 90% [30].

2.1.3 Tretí trimester

Hmotnosť plodu počas tretieho trimestra výrazne narastá, denne môže pribudnúť až 28g. Pohyby plodu sú výrazné, pre matku často rušivé, v niektorých prípadoch až bolestivé. Matku často sprevádza bolesť chrbta, časté močenie, dýchavičnosť a únava. Pred pôrodom plod typicky váži 3200 – 3900g a meria 50-55cm. [30]



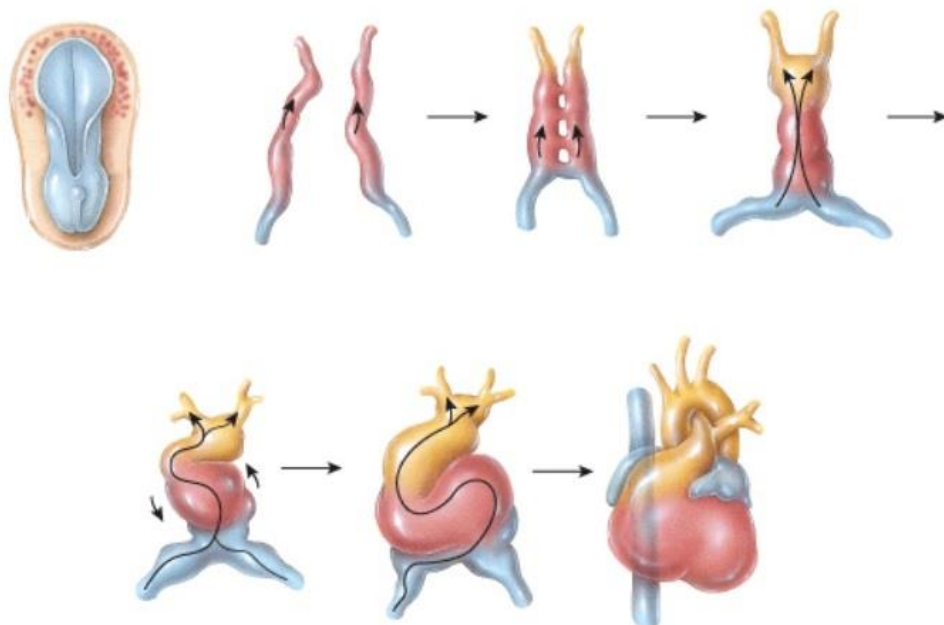
Obr. 2-2: Vývin plodu od 4. po 40. týždeň tehotenstva [32]

2.2 Vývin srdca plodu

Prvým orgánom, ktorý sa začne vyvíjať po oplodnení, je srdce. Pumpovať krv do tela plodu je schopné už 21 až 22 dní po oplodnení.

Bunky, ktoré sú základom pre srdce, vznikajú z mezodermálnych buniek 18 až 19 dní po oplodnení. Srdce sa začína vyvíjať v kardiogénnej oblasti, ktorá sa nachádza pod hlavičkou embrya pred orofaryngovou membránou. Bunky sa formujú do dvoch trubíc, ktoré sa postupne spoja a vzniká jedna, pričom vzniká základ srdca zloženého z primitívnej predsieň, komory, bulbus cordis a arteriálneho oddielu. Vnútoraná vrstva srdca sa skladá z endotelových a vonkajšia z myokardových buniek. Na kraniálnom konci srdca začína pumpovať krv aortálnym oblúkom do dorzálnej aorty a na kaudálnom konci doň vteká krv žilným prítokom. V priebehu vývoja vzniká čoraz viac myokardových buniek, ktoré tvoria svalovinu stien srdca a produkujú srdcový rôsol, čo predstavuje vrstvu medzibunkovej hmoty, ktorá oddeľuje myokard od endokardu – výstelky srdca. Epikard, ktorý pokrýva povrch srdcovej trubice, vzniká migrovaním buniek z proepikardového orgánu vytvoreného mezotelovými bunkami.

Srdcová trubica sa postupne predlžuje a medzi 23. a 28. dňom vývoja ohýba, pričom postupne vznikajú časti srdca – aortálny oblúk, pravá a ľavá predsieň a komora. Od 28. dňa sa srdce začína deliť na štyri časti a vznikajú chlopne a septum, ktoré tieto časti oddeľujú. Vývoj srdca je ukončený približne v piatom týždni tehotenstva (Obr. 2-3). [34]

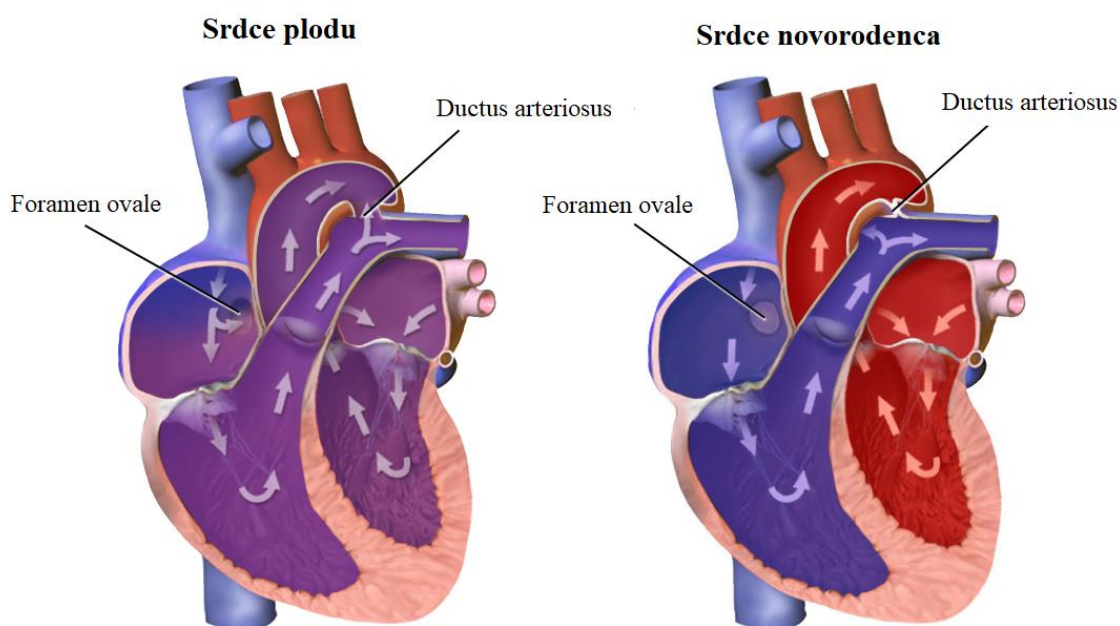


Obr. 2-3: Vývin srdca [38]

Do chvíle, kedy sa dieťa narodí a v niektorých patologických prípadoch aj po narodení, preteká krv srdcom iným spôsobom ako u dospelého človeka. Krvný obeh plodu je prispôsobený tak, aby bola zabezpečená výmena dýchacích plynov medzi plodom a placentou, ktorá v tomto prípade plní funkciu pľúc – krv plodu sa tu okysličuje, obohacuje sa o živiny a zbavuje sa oxidu uhličitého a odpadových látok metabolizmu. Fetálny hemoglobín sa sýti kyslíkom na 60%, čo je výrazne menej ako u dospelého človeka, u ktorého je saturácia kyslíkom v krvi priemerne 98% (Obr. 2-1). [15]

Krv obchádza pľúca, ktoré sú počas štádia vývinu plodu nefunkčné. Pravá a ľavá strana krvného obehu sú spojené takzvanými pravotoľavými skratmi – foramen ovale medzi pravou a ľavou predsieňou a ductus arteriosus medzi pľúčnicou a aortou (Obr. 2-4).

Odvod odkysličenej krvi z plodu je zabezpečený párovými pupočníkovými tepnami. Po výmene dýchacích plynov a metabolitov je krv z placenty vedená pupočníkovou žilou do tela plodu od pupka smerom k pečeni, ktorou časť krvi prechádza a časť sa prostredníctvom ďalšieho skratu – ductus venosus Aranzi dostáva priamo do dolnej dutej žily a odtiaľ do pravej predsieni srdca. Z pravej predsieni je krv smerovaná do ľavej predsieni cez foramen ovale, odtiaľ do ľavej komory a z komory sa okysličená krv dostáva do aortálneho oblúka. [30]



Obr. 2-4: Porovnanie krvného obehu srdca plodu a novorodenca [10]

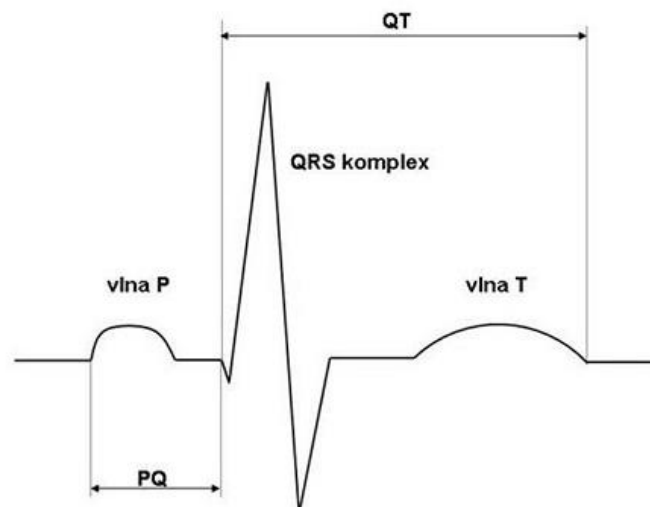
2.3 Elektrická aktivita srdca plodu

Z predchádzajúcej časti vyplýva, že srdce plodu by malo byť v druhom mesiaci tehotenstva takmer totožné so srdcom dospelého človeka. Z hľadiska vytvorenia elektrickej aktivity a jej prenosu z predsiení na komory nie je známy žiaden rozdiel medzi vyvinutým srdcom plodu a dospelým srdcom. Krvný obeh v samotnom srdci túto aktivitu nijak výrazne neovplyvňuje. EKG signál dospelého človeka a plodu sú teda morfológicky veľmi podobné, líšia sa však relatívnou amplitúdou. Amplitúda fEKG získaného povrchovým meraním je zvyčajne až päťkrát menšia ako amplitúda mEKG. Amplitúda fEKG sa pohybuje v rozsahu 0,01 až 0,4 mV a amplitúda mEKG v rozsahu od 0,5 až 5 mV.

Vzruch v srdci plodu vzniká v sinoatriálnom (SA) uzle, odkiaľ pokračuje k átrioventrikulárnemu (AV) uzlu a ďalej sa cez Hissov zväzok, Tawarove ramienka a Purkyňove vlákna dostáva na svalovinu komôr, čo spôsobí ich kontrakciu a vypudenie krvi do aorty. Fetálny EKG záznam je teda takmer rovnaký, ako EKG záznam dospelého človeka, líšia sa len v trvaní jednotlivých fáz a spomínanej amplitúde.

Štandardná dĺžka jednotlivých intervalov priebehu jedného sťahu srdca bola určená na základe štúdie [41] vypracovanej na 200 účastníkoch, ktorým bolo merané fetálne EKG v približne 20. týždni tehotenstva. Zo štúdie vyplýva, že trvanie jednotlivých intervalov je nasledovné:

- P vlna: 43,9 ms;
- PQ interval: 102,1 ms;
- QRS komplex: 47,2 ms;
- QT interval: 224,0 ms;
- T vlna: 123,8 ms.



Obr. 2-5: fEKG krivka [39]

V spektrálnej oblasti dochádza k významnému prekrytiu spektier fEKG a mEKG, čo spôsobuje značné problémy pri extrakcii fEKG z nameraného záznamu. Spektrum fEKG sa vyskytuje v rozmedzí 0,05 až 70 Hz, mEKG v rozmedzí 0,05 až 40 Hz. Dôležitým poznatkom je tiež fakt, že srdce plodu počas tehotenstva prechádza vývinom a je teda jasné, že behom tehotenstva prejde PQRS komplex značnými zmenami.

3. METÓDY MERANIA A SPRACOVANIA PLODOVÉHO EKG ZÁZNAMU

Dôvod merania a následného spracovávania fetálneho EKG záznamu je, že tak ako EKG dospelého človeka napovie veľké množstvo informácií o jeho zdravotnom stave, tak fEKG ukrýva informácie o vývine a zdravotnom stave plodu.

Súčasťou bežného monitorovania plodu je ultrazvukové vyšetrenie, ktorým však nie sme schopní získať dlhodobý fEKG záznam a preto nie je dostatočné pri odhaľovaní skrytých problémov.

Zo záznamov fEKG je možné zistiť rôzne typy aritmií, či nedostatok kyslíka v krvi plodu, čo môže viesť k trvalým následkom. V prípade, že sa vada na srdci nájde ešte pred samotným pôrodom, sme schopní ju v niektorých prípadoch vďaka prenatalnej chirurgii odstrániť.

Nedostatok kyslíka vzniká najčastejšie pri pôrode, keď je dieťa príliš veľké, alebo odtrhnutím placenty počas vývinu. Práve odtrhnutie placenty spôsobuje krvácanie, ktoré však môže byť spôsobené inou príčinou, ktorá nemusí byť tak fatálna. Pomocou fEKG sme schopní zistiť, či skutočne došlo k odtrhnutiu placenty, alebo treba príčinu hľadať inde.

Meranie fEKG počas pôrodu je súčasťou monitorovania najmä v prípadoch, kedy sa dieťa nevyvíjalo správne a je príliš malé.

Meranie a následná extrakcia a spracovanie fetálneho EKG záznamu je veľmi náročné. Pri meraní nie je možné docieľiť, aby sa plod nehýbal, preto býva nameraný signál z pravidla zašumený a navyše skreslený mnohými ďalšími signálmi, ktoré sú prirodzene generované telom matky, alebo majú technický pôvod. Z hľadiska frekvenčného obsahu sa dajú tieto rušivé signály rozdeliť na úzkopásmové a širokopásmové.

Najväčším zdrojom rušenia je prirodzene mEKG. Medzi úzkopásmové rušenia je možné zaradiť kolísanie izoelektrickej línie, teda drift (do 0,8 Hz) spôsobený elektrochemickými procesmi na rozhraní koža – elektróda, dýchaním (0,5 Hz), či pohybmi pacientky (do 1,5 Hz). Ďalším zdrojom úzkopásmového rušenia môže byť sieťový brum (50 Hz). Širokopásmovým zdrojom rušenia môžu byť myopotenciály (20 Hz – 10 kHz), kontrakcie maternice (0,1 – 3 Hz), či impulzné rušenie spôsobené inými prístrojmi. Na potlačenie širokopásmových signálov preto nie je vhodné použiť lineárnu filtráciu, ktorá by spôsobila ofiltrovanie častí QRS komplexov a skreslenie signálu na začiatku a na konci týchto komplexov.

3.1 Meranie plodového EKG

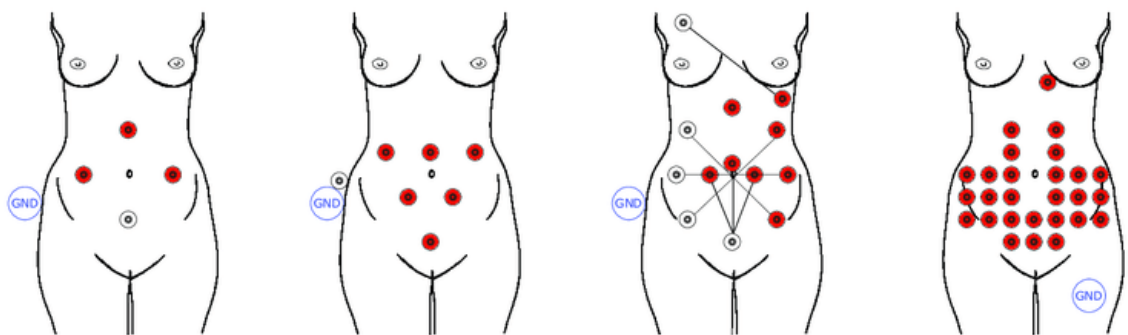
Plodové EKG je možné merať viacerými spôsobmi. Tieto spôsoby rozdeľujeme na priame a nepriame merania, pričom každé z nich má svoje výhody a nevýhody.

3.1.1 Priame meranie plodového EKG

Priamym meraním sa rozumie meranie uskutočnené z povrchu tela plodu. Toto meranie je invazívne, čo so sebou prináša isté riziká. Princípom tohto merania je umiestnenie elektródy na hlavičku plodu prostredníctvom vpichu cez krček maternice. Invazívne meranie nie je často používané, ani odporúčané, aj keď signál získaný týmto spôsobom merania je silnejší a oveľa menej skreslený, ako signál získaný neinvazívnou metódou. Používa sa vo výnimočných prípadoch počas vysoko rizikových pôrodov, kedy je elektróda vsunutá do maternice cez otvorený krček. [8]

3.1.2 Nepriame meranie plodového EKG

Nepriame meranie fEKG je používané častejšie ako priame meranie, pretože nie je invazívne. Elektródy sú nalepené v abdominálnej časti tela matky, čím sa zamedzí priamemu styku elektród s vnútrom tela. Spôsobov umiestnenia elektród je mnoho, závisí od typu merania, od počtu elektród, ktoré máme k dispozícii a od typu meracieho prístroja. Príklady rozmiestnenia elektród môžeme vidieť na Obr. 3-1.



Obr. 3-1: Rozmiestnenie elektród počas merania [19]

3.2 Spracovanie plodového EKG záznamu

Na spracovanie plodového EKG záznamu získaného nepriamym meraním sa v súčasnosti používa mnoho metód. Táto kapitola ponúka prehľad používaných metód, ich rozdelenie, výhody a nevýhody. Na spracovanie sa používajú neadaptívne, adaptívne a hybridné metódy, ktoré vznikajú ich spojením.

3.2.1 Neadaptívne metódy

Neadaptívne metódy sa vyznačujú tým, že nie sú schopné reagovať na časové a neočakávané zmeny v signáli. V priebehu filtrácie nemenia svoje počiatočné nastavenia a sú vhodné na filtráciu najmä úzkopásmového šumu.

Neadaptívne metódy je možné rozdeliť na jednokanálové a viackanálové. Najúspešnejšia jednokanálová metóda je podľa doterajších štúdií vlnková transformácia [9]. Z viackanálových metód je najúspešnejšou metódou metóda ICA (Independent component analysis), ktorá využíva metódy oddelenia štatisticky nezávislých signálov [18]. Vzhľadom na vysokú výpočtovú náročnosť bol vytvorený rýchlejší variant tejto metódy – Fast ICA.

Prehľad neadaptívnych metód vhodných na spracovanie fEKG ponúka Tabuľka 3-1. Metóda vlnkovej transformácie bude podrobnejšie popísaná v ďalšej kapitole venovanej implementácii tejto metódy.

Tabuľka 3-1: Prehľad neadaptívnych metód

Názov metódy	Typ metódy	Poznámka
Vlnková transformácia	Jednokanálová	Filtrácia nestacionárnych signálov. Detekcia abnormalít morfológie fEKG. Použiteľná je jej diskrétna aj komplexná verzia. [9]
Korelácia	Jednokanálová	Nie je efektívna pri stacionárnych signáloch. [40]

Subtrakcia	Viackanálová	Nedostatočná filtrácia šumu z iných zdrojov (biologické artefakty). [5]
Priemerovanie	Jednokanálová	Detekciou R vln a ich priemerovaním sa vytvára referenčný signál mEKG, ktorý je následne odčítaný z pôvodného signálu. [16]
Slepá separácia zdrojov (BSS)	Viackanálová	Predpokladom je štatistická nezávislosť mEKG a fEKG. Existuje niekoľko spôsobov prevedenia: SVD, ICA a PCA. [24]
Rozklad na singulárne hodnoty (SVD)	Viackanálová	Rozklad signálu na jednotlivé komponenty s následným použitím klasifikátoru. [21]
Analýza nezávislých komponentov (ICA)	Viackanálová	Úspešná metóda, vysoká výpočtová náročnosť. [18]
Fast ICA	Viackanálová	Nížšia výpočtová náročnosť než ICA. [18]
Analýza hlavných komponent (PCA)	Viackanálová	Štatistická metóda. [2]

3.2.2 Adaptívne metódy

Adaptívne metódy sa vyznačujú tým, že sú schopné prispôbiť sa zmenám v signáli v priebehu času. V priebehu filtrácie sú schopné meniť svoje počiatočné nastavenia, respektíve parametre, čím sa prispôbujú daným podmienkam v čase.

Adaptívne metódy sa delia na lineárne a nelineárne metódy. Nelineárne metódy zahŕňajú neurónové siete, genetické algoritmy, či fuzzy logiku. Lineárne metódy spočívajú v stanovení účelovej funkcie – deterministickej alebo stochastickej.

Na spracovanie fEKG sa z lineárnych metód v dnešnej dobe používa najmä algoritmus RLS, ktorý je veľmi efektívny u časovo premenných sústav, je však vysoko výpočtovo náročný. Z nelineárnych metód je najefektívnejšou metódou metóda ANFIS, ktorá spočíva v konštrukcii nelinearit medzi abdominálnymi a hrudnými kanálmi matky (ktoré sa považujú za referenčné pri odčítaní mEKG) neurónovými sieťami.

Prehľad adaptívnych metód vhodných na extrakciu fEKG ponúka Tabuľka 3-2. Metóda najmenších štvorcov - LMS bude podrobnejšie popísaná v ďalšej kapitole venovanej implementácii vybraných metód.

Tabuľka 3-2: Prehľad adaptívnych metód

Názov metódy	Typ metódy	Poznámka
Metóda najmenších štvorcov (LMS)	Lineárna	Stochastická metóda (štatistické vyjadrenie účelovej funkcie). Minimalizácia metódou najmenších štvorcov. [26]
Normalizovaná metóda najmenších štvorcov (NLMS)	Lineárna	Používané pri vysokých hodnotách vstupného vektoru. [1]
Rekurzívna metóda najmenších štvorcov (RLS)	Lineárna	Výpočtovo náročnejšie než LMS – rekurzívny algoritmus. Kvalitná filtrácia časovo premenných sústav. [26]
Metóda rýchleho transversálneho vektora (FTF)	Lineárna	Rýchlejší variant RLS, menej výpočtovo náročné. [28]
Umelé neurónové siete (ANN)	Nelineárna	Schopnosť učenia, adaptácie. [7]

Adaptívny lineárny neurón (ADALINE)	Lineárna	Jednovrstevná neurónová sieť učená pomocou LMS algoritmu. [6]
Adaptívny neuro-fuzzy interferenčný systém (ANFIS)	Nelineárna	Spojenie fuzzy logiky a neurónových sietí. [31]

3.2.3 Hybridné metódy

Hybridné metódy vznikajú spojením niekoľkých adaptívnych alebo neadaptívnych metód, prípadne adaptívnych s neadaptívnymi metódami. Ich výhodou je kombinácia najefektívnejších metód extrakcie a spracovania signálov.

Prehľad hybridných metód nájdeme v Tabuľka 3-3.

Tabuľka 3-3: Prehľad hybridných metód

Názov metódy	Poznámka
SVD-ICA	Pomocou SVD je získaný spektrogram a následne je pomocou ICA prevedený rozklad na jednotlivé komponenty. [11]
ICA-EEMD-WS	Pomocou Fast ICA je oddelené fEKG od mEKG, pomocou EEMD je odstránený šum a pomocou WS je odstránený vysokofrekvenčný šum. [23]
ICA-PCA	Pomocou PCA sa zredukuje dimenzie, pomocou ICA sa spracováva signál. Metódy sa striedajú do dosiahnutia požadovaného výsledku. [25]
ICA-ANFIS-WT	Pomocou ICA je fEKG vyextrahované, pomocou ANFIS sa spracováva signál, WT vyhľadáva a zvýrazňuje vlny a kmity. [4]

ICA-RLS-WT	Pomocou ICA je fEKG vyextrahované, RLS minimalizuje chybu a pomocou WT sa vyhľadávajú a zvýrazňujú vlny a kmity. [3]
------------	--

4. IMPLEMENTÁCIA VYBRANÝCH METÓD V PROGRAMOVOM PROSTREDÍ MATLAB

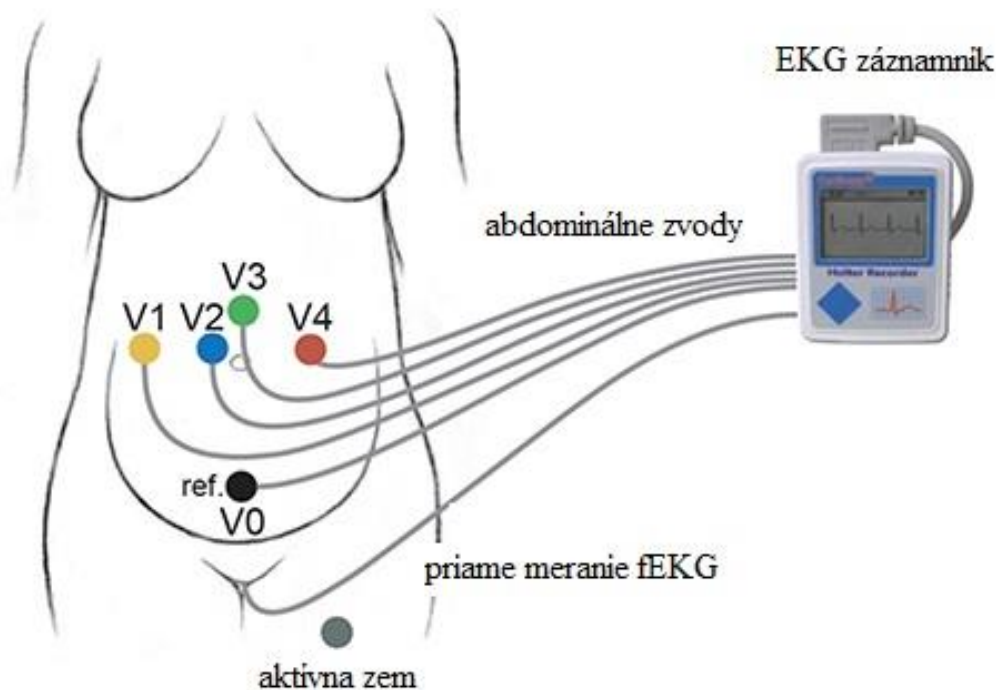
Implementácia metód spomínaných v predošlej kapitole bola uskutočnená v programe Matlab vo verzii R2018a. Za účelom odfiltrovania plodového EKG a stanovenia srdcovej frekvencie boli navrhnuté dva algoritmy, v ktorých bola využitá vlnková transformácia, a metóda najmenších štvorcov. Na analýzu boli použité dáta získané z databázy PhysioNet [12].

4.1 Popis dát

Dáta boli merané na piatich ženách počas pôrodu v 38. až 41. týždni tehotenstva na Medical University of Silesia v Katoviciach za účelom štúdie [20].

Databáza zahŕňa päť viackanálových fEKG záznamov. Každý z nich bol meraný z abdominálnej časti tela matky a zároveň priamym meraním z hlavičky dieťaťa. Každý záznam teda obsahuje 4 povrchové a jeden priamy nameraný signál.

Elektrody určené na povrchové meranie boli umiestnené v oblasti pupku, referenčná elektróda v okolí pubickej kosti a aktívna zem na ľavej nohe. Na priame meranie bola použitá skalpová špirálovitá elektróda. Na Obr. 4-1 je vyobrazené rozmiestnenie elektród počas merania.



Obr. 4-1: Rozmiestnenie elektród počas merania [20]

Dĺžka každého záznamu bola 5 minút a použitá vzorkovacia frekvencia bola 1 kHz.

4.2 Popis metód

Nasledujúca časť kapitoly je venovaná podrobnejšiemu popisu metód, ktoré boli implementované v programovom prostredí Matlab. Jedná sa o metódu vlnkovej transformácie a jej variant a metódu najmenších štvorcov.

4.2.1 Vlnková transformácia

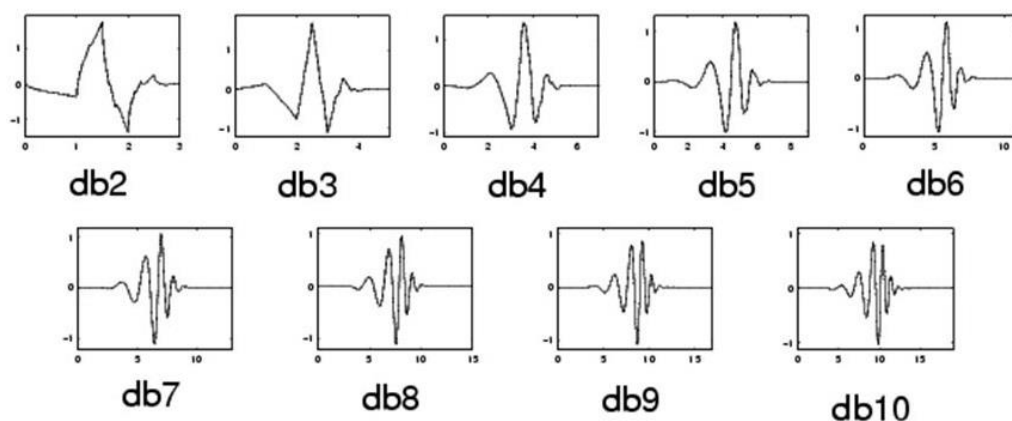
Vlnková transformácia patrí medzi neadaptívne metódy a je uplatňovaná najmä pri analýze nestacionárnych signálov. Za nestacionárny signál sa považuje aj fEKG signál, preto sa táto metóda stala jednou z najvyužívanejších pri spracovaní fEKG signálov zo záznamov z povrchového merania.

Cieľom metódy vlnkovej transformácie je dekompozícia signálu na jednotlivé frekvenčné pásma pomocou vhodne zvolenej materskej vlnky. Dekompozícia signálu predstavuje nižšiu dynamiku zmien v nižších kmitočtových pásmach a rýchlejšiu dynamiku zmien vo vyšších kmitočtových pásmach. Pomocou širších vlniek je teda možné získať vlastnosti nižších frekvenčných pásiem a pomocou užších vlniek zas vlastnosti vyšších frekvenčných pásiem. Šírku vlnky je možné meniť na základe parametru s – dilatačného škálového parametru. Pozíciu vlnky, teda jej umiestnenie na časovej osi je možné meniť parametrom polohy τ – translačným parametrom. Vlnka musí mať nulovú strednú hodnotu, finitnú energiu a vhodný frekvenčný obsah. Materskú vlnku ψ definuje nasledujúci vzťah (4.1):

$$\psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad (4.1)$$

kde $s^{-1/2}$ predstavuje normalizáciu vlnky pri zmene merítka.

Existuje veľké množstvo rôznych druhov materských vlniek. Výber najvhodnejšej vlnky závisí na tvare časti signálu, ktorá je pre nasledovnú analýzu zaujímavá. Na Obr. 4-2 sú znázornené rôzne typy vlniek patriace do skupiny Daubechies vlniek. Táto skupina vlniek je najpoužívanejšou skupinou pri analýze EKG signálov. [36]



Obr. 4-2: Typy vlniek

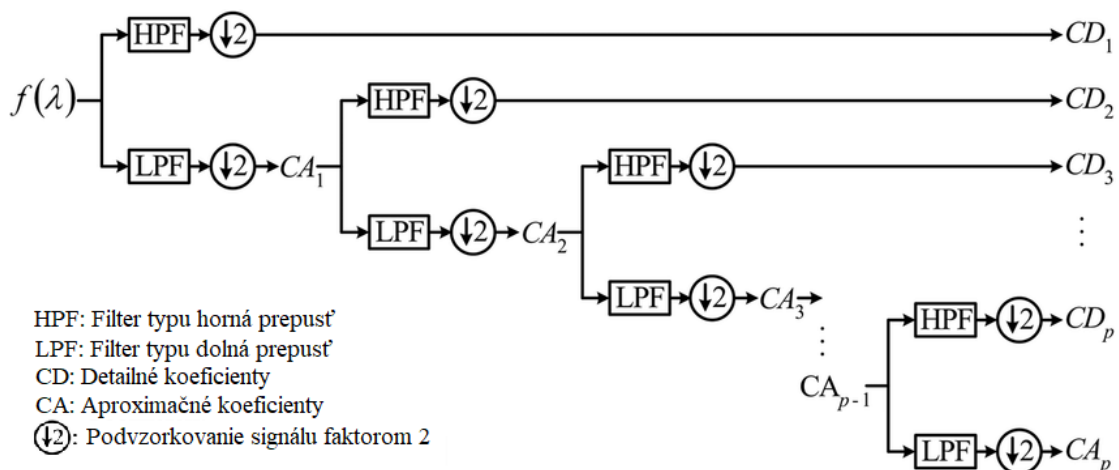
Ako takmer každá metóda, aj vlnková transformácia má svoje variácie. Základným rozdelením je rozdelenie na spojitú (CWT) a diskrétnu (DWT) vlnkovú transformáciu.

Doslovne spojitú vlnkovú transformáciu však nie je možné realizovať, pretože výpočet by teoreticky prebiehal v nekonečne malých krokoch, čo je prakticky nemožné. Počíta sa preto pre vhodné zvolené intervaly. Spojitá vlnková transformácia je definovaná vzťahom (4.2):

$$WT(f) = F(s, \tau) = \hat{f}(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \overline{\psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right)} dt, \quad (4.2)$$

kde $\overline{\psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right)}$ označuje komplexne združenú funkciu k $\psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right)$.

Pre reálne spracovanie signálov je priestor merítiek a translácií $\{s, t\}$ transformovaný do diskrétnej podoby. Princípom diskrétny dyadickej vlnkovej transformácie DWT je rozklad na aproximačné koeficienty cA, kedy dochádza ku konvolúcii signálu s filtrom typu dolná prepust' a detailné koeficienty cD, kedy dochádza ku konvolúcii signálu s filtrom typu horná prepust'. Následne dochádza k dynamickému deleniu podvzorkovaním postupnosti, pričom sú ponechané párne prvky postupnosti. Postup dyadickej vlnkovej transformácie je vyobrazený na Obr. 4-3.



Obr. 4-3: Bloková schéma dyadickej vlnkovej transformácie

Inverzná, teda spätná DWT vychádza z opačného princípu. Vstupom sú pre ňu aproximačné a detailné koeficienty a postupnosti sa predlžujú na dvojnásobnú dĺžku vložením núl na pozície prvku s nepárnym indexom. Posledným krokom spätnej DWT je konvolúcia s rekonštrukčnými filtermi. Priama DWT je daná vzťahom (4.3):

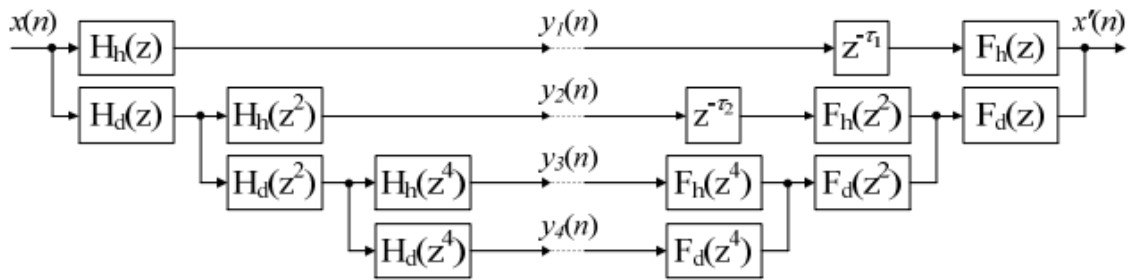
$$c(j, k) = \sum_t f(t) \overline{\psi_{j,k}(t)} = 2^{\frac{j}{2}} \psi(2^j t - k), \quad (4.3)$$

kde j je parameter merítka a k parameter mriežky. Inverzná DWT je definovaná vzťahom (4.4):

$$f(t) = \sum_k \sum_j c(j, k) \psi_{j,k}(t), \quad (4.4)$$

4.2.1.1 Stacionárna vlnková transformácia

Na analýzu signálov získaných z databázy Physionet bola použitá stacionárna vlnková transformácia – SWT, ktorá je modifikáciou DWT. Jej princípom je rozklad signálu na stanovený počet úrovní podľa stupňa rozkladu, pričom sú v každom stupni rozkladu aplikované vhodné filtre. Hlavnou výhodou SWT je fakt, že pri nej nedochádza k podvzorkovaniu, ako v prípade dyadickej vlnkovej transformácie. Pri SWT sú impulzné charakteristiky zriedené nulami a nedochádza k podvzorkovaniu. Počet vzoriek v každom pásme je tak vďaka zriedeniu impulzných charakteristík a absencii podvzorkovania rovnaký. Bloková schéma na Obr. 4-4 znázorňuje princíp priamej SWT a inverznej ISWT transformácie s tromi stupňami rozkladu. [36]

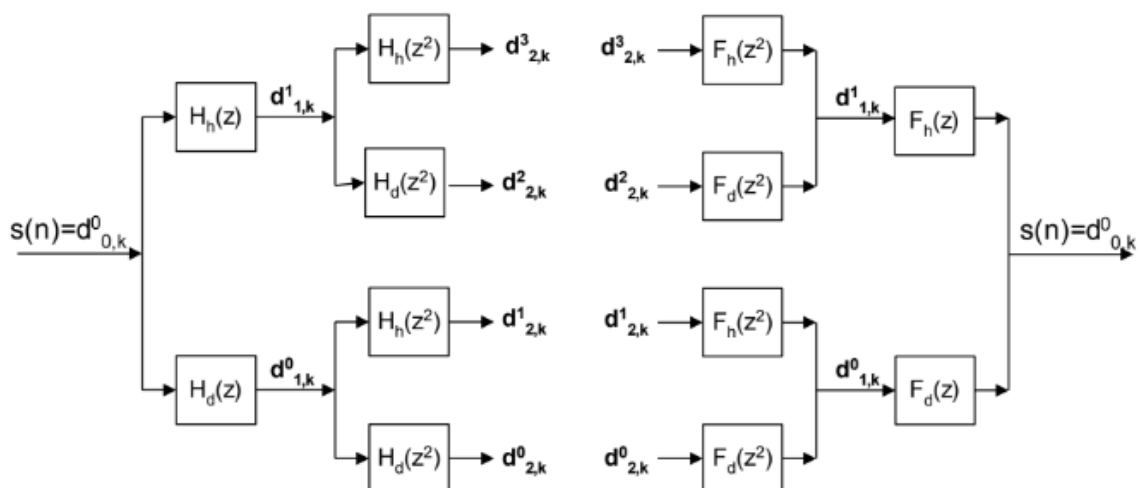


Obr. 4-4: Bloková schéma SWT a ISWT [36]

($x(n)$ – vstupný signál, $x'(n)$ – výstupný signál, $y_1(n) - y_4(n)$ – signály v jednotlivých pásmach rozkladu, $H_h(z)$, $H_d(z)$, $F_h(z)$, $F_d(z)$ – banky filtrov, $z^{-\tau}$ – oneskorenie)

4.2.1.2 Paketová vlnková transformácia

Vhodnou metódou pri extrakcii fEKG signálu sa zdala byť metóda paketovej vlnkovej transformácie. Rozklad signálu je vtedy realizovaný rozkladovým stromom, ktorý môže byť úplný alebo neúplný. U paketovej transformácie s úplným rozkladovým stromom sú v každej úrovni rozkladu rozložené oba bloky. Všetky frekvenčné pásma, na ktoré sa signál rozkladá, sú rovnako široké. Ak sa jedná o neúplný rozkladový strom, užívateľ je schopný vybrať uzol, kde k rozkladu dochádza, teda v jednej úrovni môže dochádzať k rozkladu detailov z bloku hornej priepuste a v inej úrovni k tomuto rozkladu nedochádza. Na Obr. 4-5 je vyobrazený príklad paketovej vlnkovej transformácie s dvomi úrovňami.

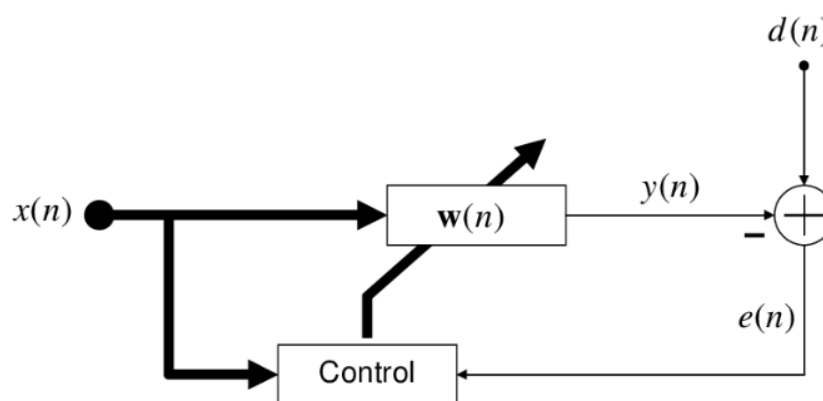


Obr. 4-5: Schéma priamej a spätnej redundantnej paketovej vlnkovej transformácie [14] ($s(n)$ – vstupný signál, d – pásmo rozkladu, $H_h(z)$, $H_d(z)$, $F_h(z)$, $F_d(z)$ – banky filtrov)

Metóda paketovej vlnkovej transformácie bola otestovaná, no nepriniesla dostatočne uspokojivé výsledky. Keďže sa frekvenčný obsah fEKG a mEKG prekrývajú, nedošlo k úplnej extrakcii fEKG, len k miernemu zvýrazneniu oproti pôvodnému signálu.

4.2.2 Metóda najmenších štvorcov - LMS

Metóda najmenších štvorcov – LMS (Least-Mean Square) patrí medzi adaptívne metódy. Je relatívne jednoduchá a matematicky nenáročná. Nevýhodou metódy LMS je nutnosť referenčného signálu, ktorý slúži ako šablóna pre vstupný signál, ktorý je filtrovaný. Princíp LMS spočíva v adaptácii váh FIR filtra takým spôsobom, aby chyba medzi vstupným a želaným výstupným signálom bola čo najmenšia. Vstupom do funkcie je referenčný signál, signál, ktorý podlieha filtrácii a veľkosť okna, teda dĺžka impulznej charakteristiky FIR filtra a adaptačný krok, ktorým je regulovaná rýchlosť výpočtu a konvergencia k minimu. [26]



Obr. 4-6: Bloková schéma LMS [37] ($x(n)$ – vstupný signál, $w(n)$ – váhy, Control – blok vyhodnocovania chyby, $y(n)$ – výstupný signál, $d(n)$ – referenčný signál, $e(n)$ – chybový signál)

V prípade extrahovania fEKG zo záznamu meraného z abdominálnej časti tela matky je použitie LMS metódy možné len v prípade, že je referenčný signál k dispozícii. V tomto prípade bol ako referenčný signál použitý signál z priameho merania.

Metóda najmenších štvorcov však bola použitá len na demonštráciu inej metódy na spracovanie fetálneho EKG a jej výsledky nie sú hlavným predmetom diplomovej práce.

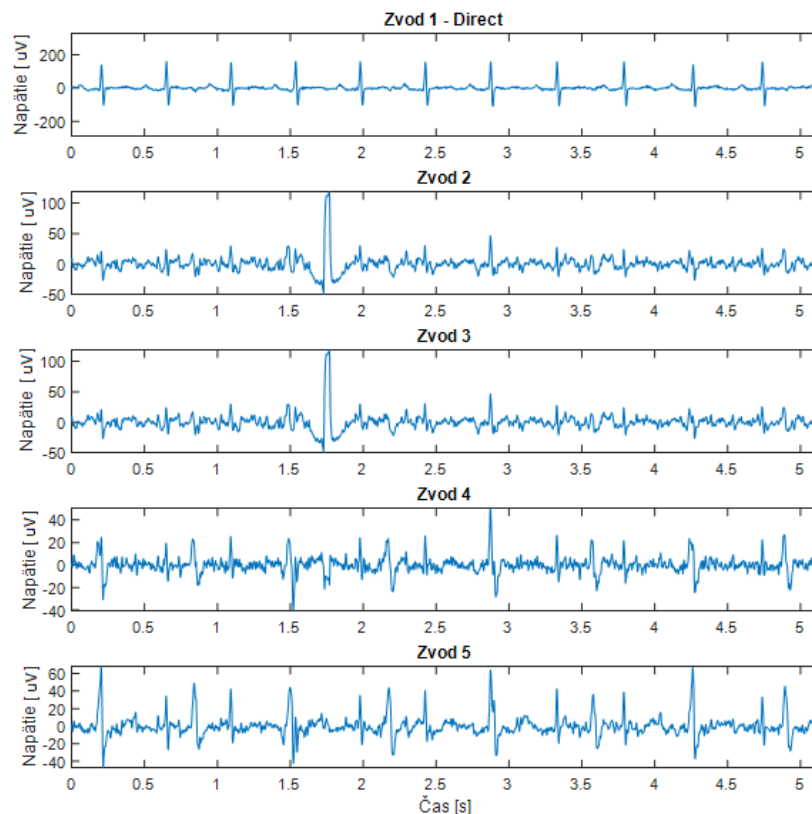
4.3 Implementácia metód

Kapitola implementácia metód je venovaná popisu algoritmov slúžiacich na spracovanie a extrakciu fetálneho EKG vytvorených v programe Matlab. Základom algoritmov bola v prvom prípade metóda vlnkovej transformácie a v druhom prípade metóda najmenších štvorcov. Kapitola ponúka popis jednotlivých častí a použitých funkcií.

4.3.1 Predspracovanie signálov

Prvým krokom každého algoritmu bolo prepísanie dát z pôvodného formátu .edf na formát .mat pomocou funkcie `edfread.m` získanej z MathWorks [35]. Algoritmy na spracovanie fetálneho EKG začínajú načítaním a predspracovaním dát pomocou pásmovej priepuste s medznými frekvenciami 3 až 150 Hz, čo zabezpečuje odfiltrovanie časti šumu vzniknutého vplyvom už spomínaného driftu, nepatrných pohybov pacientky, či kontrakcií maternice.

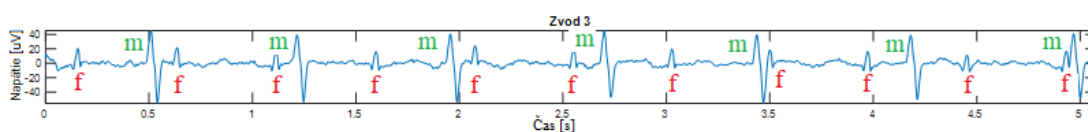
Načítanie a predspracovanie signálov zabezpečuje funkcia *nacitanie.m* s vnorenou funkciou *predspracovanie.m*, pomocou ktorej je zároveň možné jednotlivé signály vykresliť. Na Obr. 4-7 sú vykreslené všetky namerané zvody signálu r08.



Obr. 4-7: Vykreslenie jednotlivých signálov zo záznamu

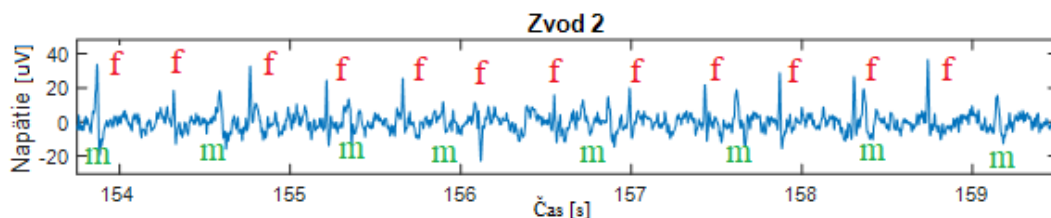
Zvod číslo 1 predstavoval signál nameraný priamym meraním z hlavičky dieťaťa, teda skalpové fEKG. Tento signál bol použitý ako referenčný signál. Zvody číslo 2 až 5 predstavujú signály namerané z abdominálnej časti tela matky, teda nepriamou metódou. Tvar PQRS komplexov, či už mEKG alebo fEKG na jednotlivých zvodoch, je ovplyvnený polohou elektród a polohou dieťa, respektíve smerom jeho srdcovej osi.

Kvalita jednotlivých záznamov bola rôzna a niekedy bolo náročné rozlíšiť fetálne a matkine QRS komplexy aj voľným okom. Príklad signálu, kedy bolo toto rozdelenie na oko jednoduché, je na Obr. 4-8 a pochádza zo záznamu r08. Konkrétne sa jedná o zvod číslo 3 s označenými fetálnymi (f) a matkinými (m) QRS komplexami.



Obr. 4-8: Záznam r08, zvod 3

Príklad signálu, kedy určenie polôh fetálnych a materských QRS komplexov nebolo jednoduché, je časť signálu zo záznamu r01. Konkrétne sa jedná o zvod číslo 2 na Obr. 4-9 s označenými fetálnymi (f) a matkinými (m) QRS komplexami.



Obr. 4-9: Záznam r01, zvod 2

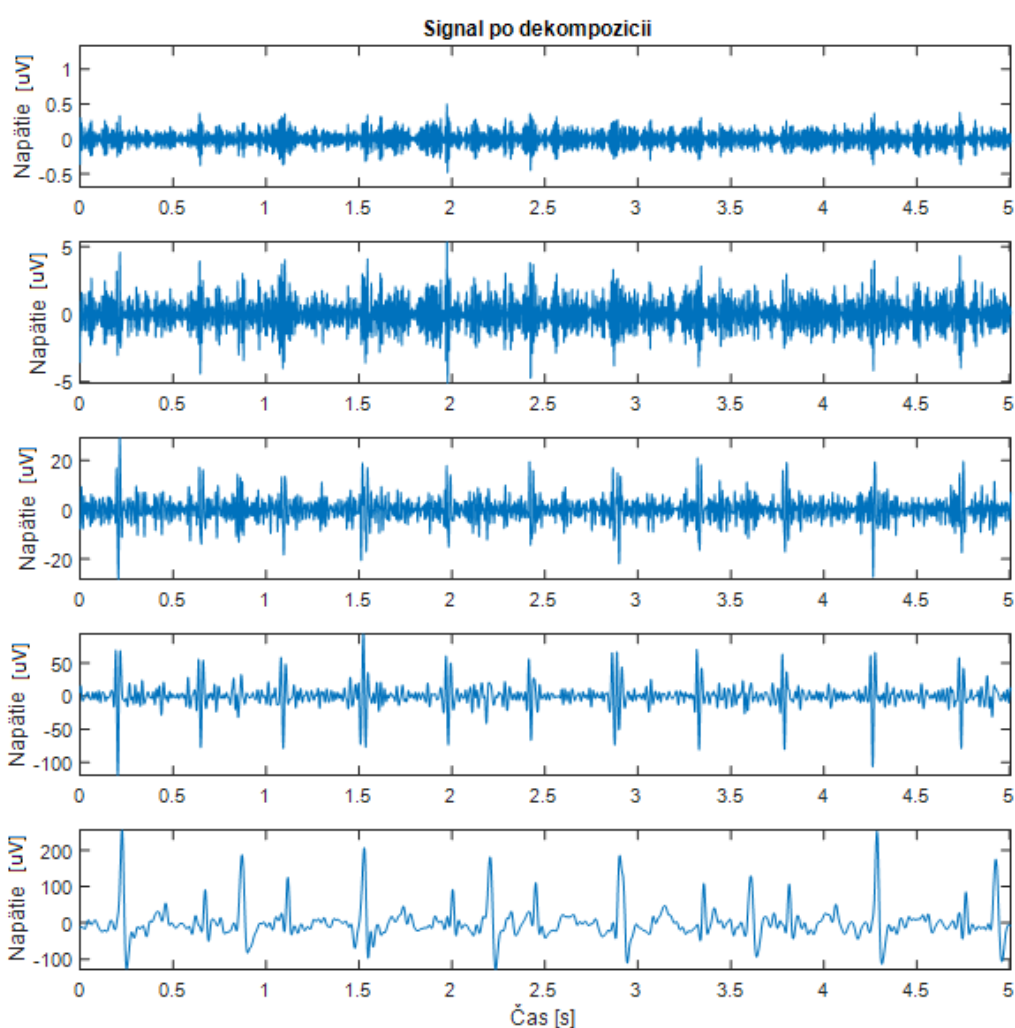
4.3.2 Metóda vlnkovej transformácie

Kapitola implementácie metódy vlnkovej transformácie je rozdelená na časť venovanú stanoveniu polôh fetálnych QRS komplexov a na časť venovanú výpočtu srdcovej frekvencie.

4.3.2.1 Stanovenie polôh fetálnych QRS komplexov

Ďalšou časťou výsledného algoritmu po načítaní a predspracovaní dát bola v tomto prípade vlnková transformácia.

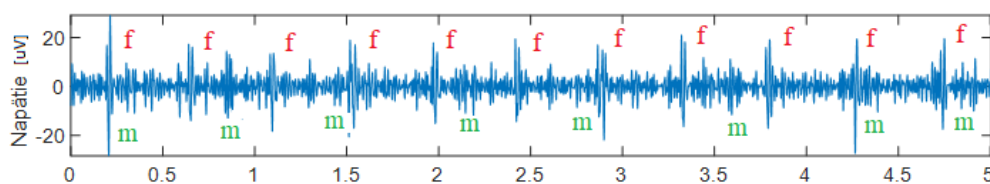
Ako už bolo spomínané v predošlej časti, vytvorený algoritmus (*metoda_WT.m*) vychádza z popísanej stacionárnej vlnkovej transformácie SWT. Frekvenčný obsah vstupného signálu $x(n)$, bol rozdelený do niekoľkých pásiem pomocou funkcie *wt_swt.m*, pričom v každom z nich sa šum, respektíve užitočný signál prejavoval rôznou mierou. Výber stupňa rozkladu a typ použitej vlnky bol stanovený empiricky. Použitá vlnka pochádza z rodiny Daubechies vlniek, konkrétne sa jedná o vlnku db4. Hodnota stupňa rozkladu bola stanovená na 4. Na Obr. 4-10 je zobrazený signál po dekompozícii na jednotlivé pásma. Na tomto a každom ďalšom obrázku v kapitole 4.3.2.1 a 4.3.2.2 je vyobrazená časť prvých 5 sekúnd zo záznamu r08, zvodu 5.



Obr. 4-10: Signál po dekompozícii na jednotlivé pásma

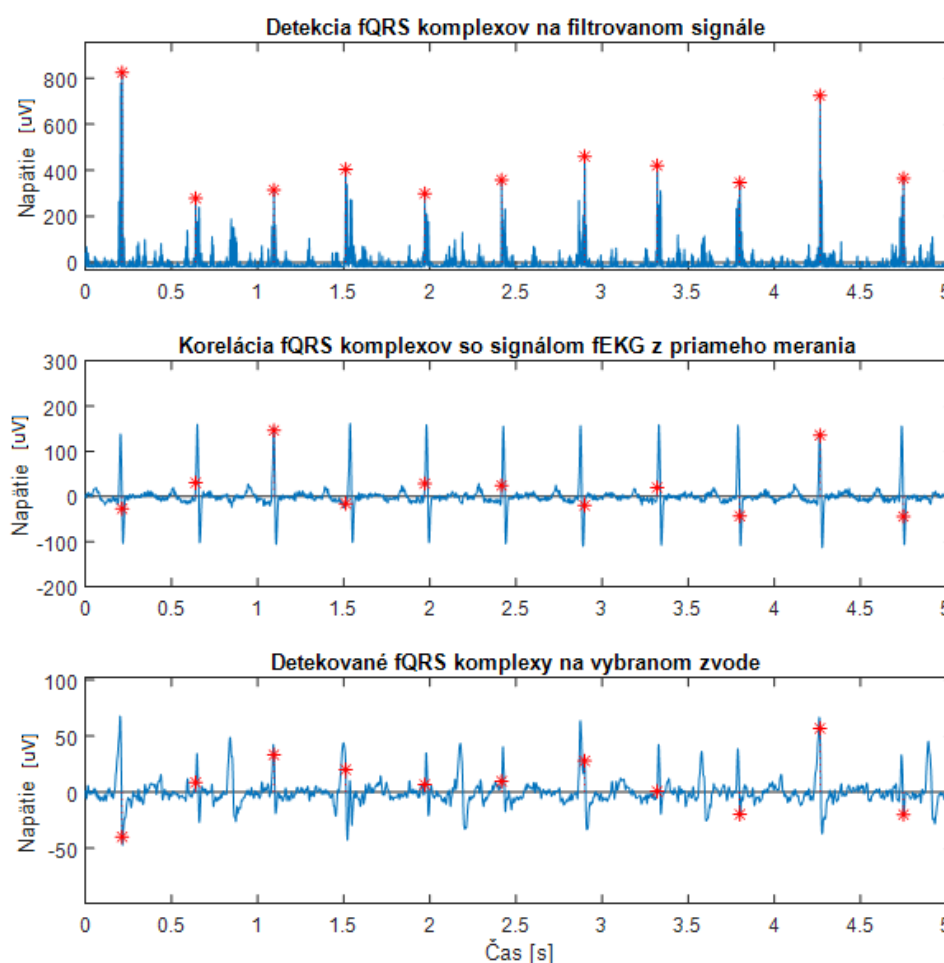
Pre extrakciu fetálneho EKG signálu sa ako najzaujímavejšie javilo tretie rozkladové pásmo, teda pásmo obsahujúce frekvencie od 62,5 Hz do 125 Hz. V tomto pásme došlo k zvýrazneniu EKG plodu, vďaka čomu bol možný ďalší postup pri spracovávaní fEKG

a stanovení tepovej frekvencie plodu. Na Obr. 4-11 sú zvýraznené QRS komplexy plodu (f) a matky (m) signálu r08.



Obr. 4-11: Tretie rozkladové pásmo s vyznačenými QRS komplexmi plodu (f) a matky (m)

Vybrané pásmo bolo ďalej spracované takým spôsobom, aby bolo možné nájsť polohy fetálnych QRS komplexov a následne stanoviť tepovú frekvenciu plodu. Signál bol umocnený, spriemerovaný a následne na ňom boli nájdené polohy špičiek odpovedajúce fetálnym QRS komplexom (Obr. 4-12, hore). Detekciu fQRS komplexov zabezpečuje funkcia *detektor_fQRS.m*.



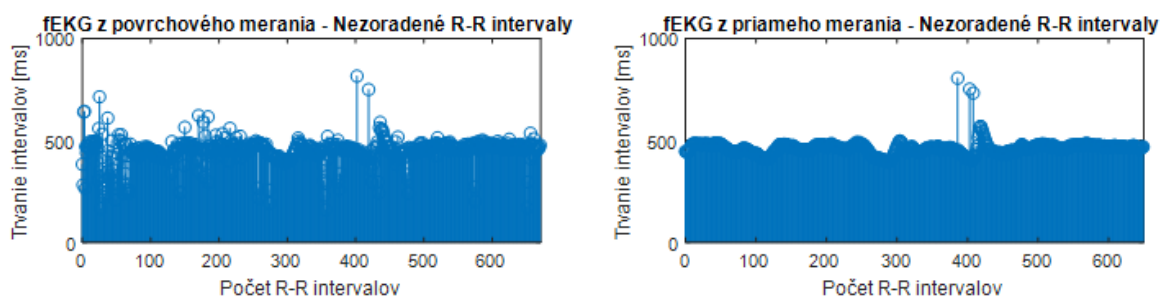
Obr. 4-12: Detekcia fQRS komplexov na filtrovanom signáli z vybraného pásma

Obr. 4-12 v strede vyobrazuje koreláciu medzi signálom získaným priamym meraním, teda referenčným signálom a polohami fQRS komplexov stanovenými spôsobom popísaným v predošlej časti. Z tohto grafu je zrejmé, že polohy fQRS komplexov boli detekované správne a odpovedajú polohám fQRS komplexov z referenčného signálu. Obr. 4-12 dolu vyobrazuje fQRS komplexy vyznačené na signály zo spracovávaného zvodu.

4.3.2.2 Stanovenie srdcovej frekvencie plodu

Za normálnych okolností pri použití nepriamej metódy merania fEKG, teda povrchovým meraním, nie je k dispozícii referenčný signál. Z tohto dôvodu boli nájdené globálne polohy fQRS komplexov zo všetkých abdominálnych zvodov pomocou funkcie *group_QRS.m* získanej z Ústavu biomedicínskeho inžinierstva FEKT, VUT. Tepová frekvencia plodu bola stanovená práve z týchto globálnych polôh pomocou funkcie *stanovenie_BPM.m*.

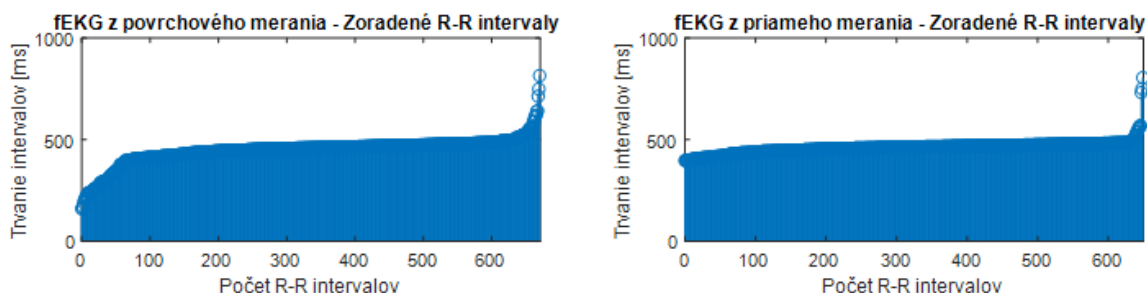
Prvým krokom pri stanovení srdcovej frekvencie bol výpočet R-R intervalov. Pre porovnanie bola táto analýza vykonaná aj na signály z priameho merania. Dĺžku a počet jednotlivých R-R intervalov signálov z povrchového a priameho merania vyobrazuje Obr. 4-13.



Obr. 4-13: Porovnanie R-R intervalov z povrchového a priameho merania

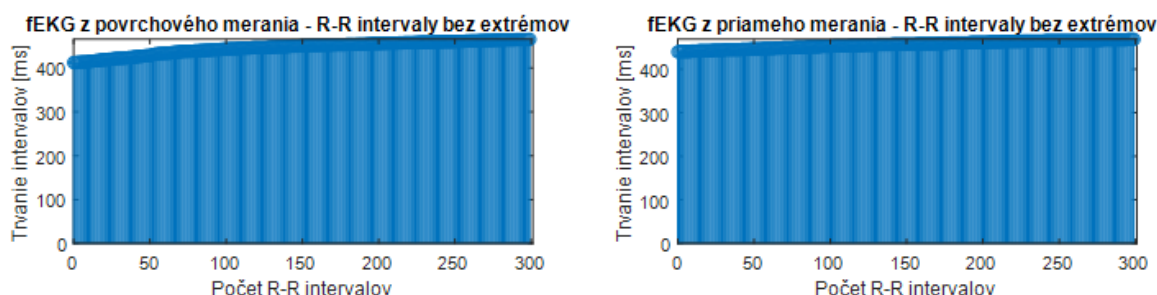
Porovnaním R-R intervalov sa ukázalo, že dĺžka R-R intervalov stanovených z extrahovaného fEKG je značne variabilnejšia, než dĺžka R-R intervalov z priameho merania. Rozdiel v ich počte je však takmer zanedbateľný.

Ďalším krokom pri stanovení srdcovej funkcie bolo zoradenie R-R intervalov od najkratších po najdlhšie, čo viedlo k odstráneniu extrémnych hodnôt v ďalšom kroku. Obr. 4-14 vyobrazuje zoradenie R-R intervalov podľa trvania.



Obr. 4-14: Zoradenie R-R intervalov podľa dĺžky ich trvania

Na stanovenie tepovej frekvencie bola použitá časť R-R intervalov bez extrémnych hodnôt, z ktorej bolo vybrané okno s dĺžkou 300 intervalov. Hodnota tepovej frekvencie bola stanovená na základe zaokrúhlenia priemernej hodnoty počtu R-R intervalov týchto častí. Na Obr. 4-15 sú vyobrazené vybrané úseky.



Obr. 4-15: Vybrané časti R-R intervalov

Dôvodom, prečo bola tepová frekvencia stanovená týmto spôsobom je fakt, že tepová frekvencia sa v klinickej praxi stanovuje z krátkého časového úseku signálu počas merania, nie z finálneho celého nameraného signálu. To je v prípade analýzy signálu po meraní samozrejme možné taktiež a stanovenie tepovej frekvencie bude rovnako presné.

Stanovenie správnej srdcovej frekvencie, ktoré bolo vypočítané na základe dosiahnutých výsledkov, hovorí o úspešnosti navrhnutého algoritmu.

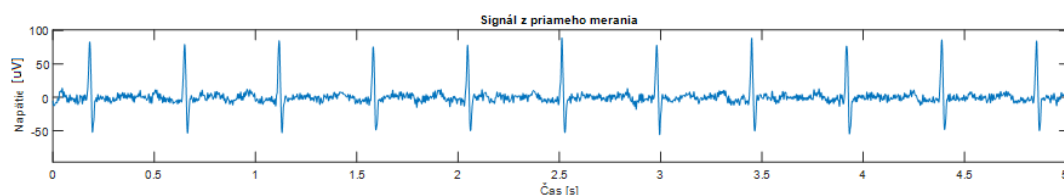
Výsledky stanovenia srdcovej frekvencie, úspešnosti algoritmu a testu senzitivity a pozitívnej prediktivity pre jednotlivé záznamy budú predstavené v kapitole 5 venovanej analýze výsledkov.

4.3.3 Metóda najmenších štvorcov

Ďalšou použitou metódou na spracovanie a extrakciu fetálneho EKG bola už spomínaná metóda najmenších štvorcov. Hlavnou nevýhodou tejto metódy je nutnosť referenčného signálu. V tomto prípade bol referenčným signálom signál z priameho merania, teda

signál meraný priamo z hlavičky dieťaťa. Tento signál nie je rušený matkiným EKG a je dostatočne kvalitný.

Algoritmus na spracovanie fetálneho EKG pomocou metódy najmenších štvorcov začína načítaním a predspracovaním vstupných signálov z priameho a nepriameho merania pomocou funkcie *nacitanie.m*. Na Obr. 4-16 je vyobrazený referenčný signál a na Obr. 4-17 je vyobrazený signál z povrchového merania. Na všetkých obrázkoch v kapitole 4.3.3 je vyobrazených prvých 5 sekúnd zo záznamu r01, zvodu 4.

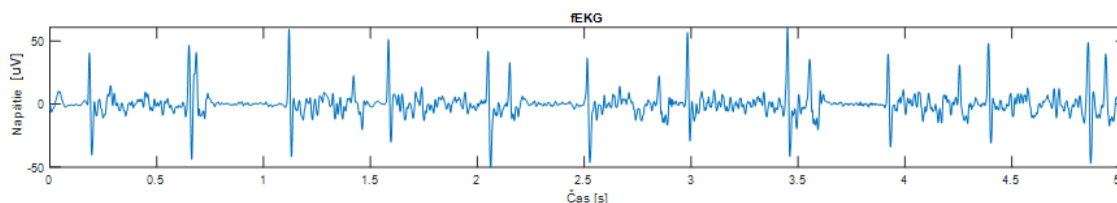


Obr. 4-16: Referenčný signál



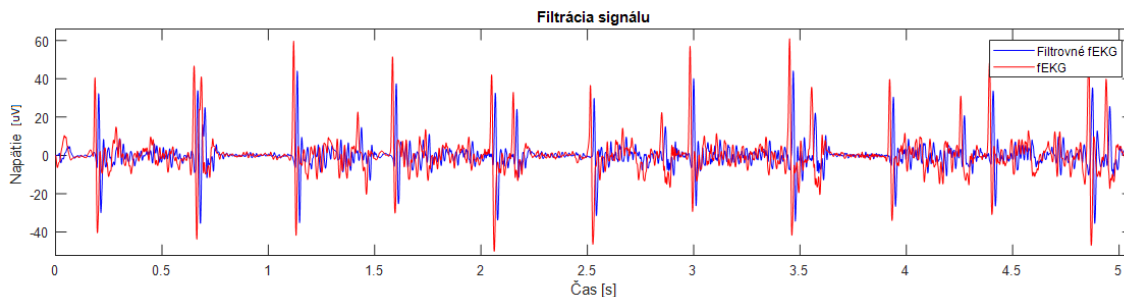
Obr. 4-17: Povrchový signál

Extrakcia fEKG je dosiahnutá použitím funkcií *dsp.LMSFilter.m* a *lms.m*, ktoré sú súčasťou Matlabovského balíčka na spracovanie signálov. Vstupmi do funkcie *dsp.LMSFilter.m* sú dĺžka impulznej charakteristiky, ktorá bola nastavená na 15 a adaptačný krok $7 \cdot 10^{-5}$. Veľkosť okna a adaptačného kroku bola stanovená empiricky. Výstupom tejto funkcie je adaptívny FIR filter, ktorý je následne použitý na filtrovanie signálu z nepriameho merania za účelom získania vyextrahovaného fEKG signálu. Vstupom do funkcie *lms.m*, teda adaptívneho FIR filtra, je signál z priameho merania, ktorý slúži ako referenčný signál a signál z nepriameho merania, ktorý je filtrovaný. Na Obr. 4-18 je signál z povrchového merania po filtrácii, teda prvotný fEKG signál.



Obr. 4-18: fEKG signál po extrakcii pomocou adaptívnej filtrácie

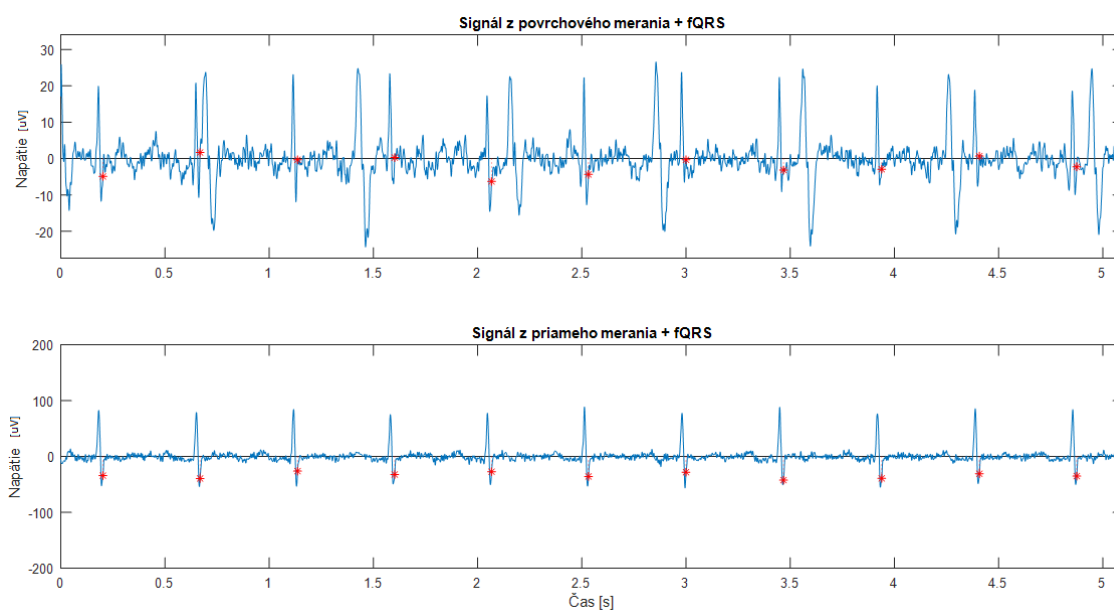
Z obrázku je zjavné, že sa extrakcia fEKG signálu podarila, no signál je naďalej zašumený a preto bol v ďalšom kroku filtrovaný pomocou filtra typu horná prepust' s medznou frekvenciou 4 Hz. Na Obr. 4-19 je vyobrazený signál pred a po filtrácii.



Obr. 4-19: Porovnanie signálu pred (červená) a po (modrá) filtrácii

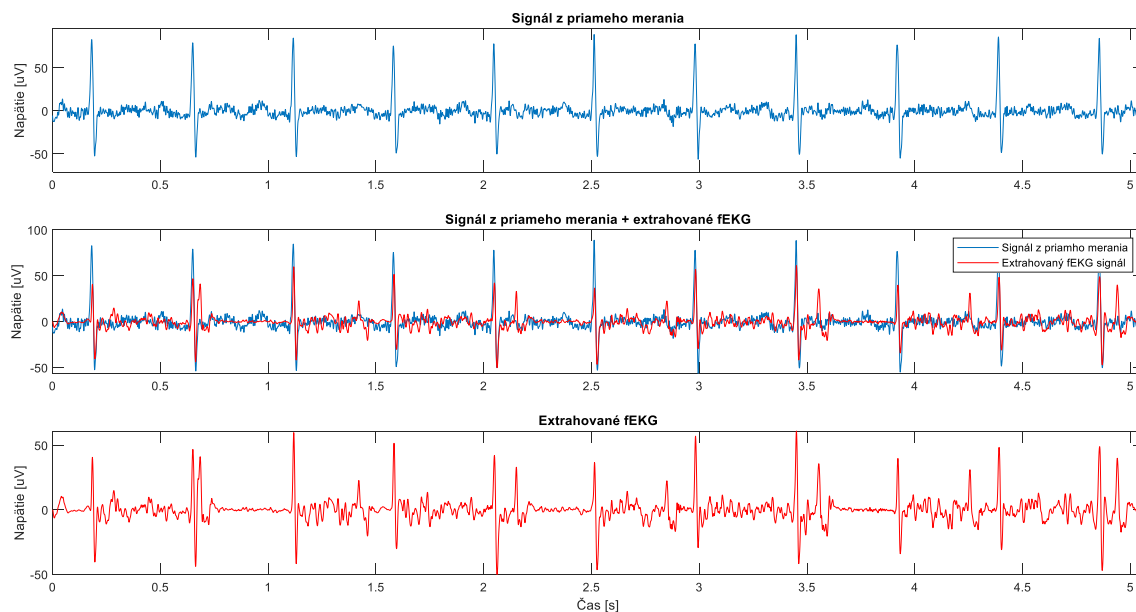
Filtráciou bolo dosiahnuté sploštenie špičiek signálu, čo viedlo k ešte výraznejšiemu potlačeniu matkinho EKG signálu aj za cenu sploštenia fEKG signálu, ktorý bol aj napriek tomu výraznejší.

Ďalším krokom navrhnutého algoritmu bola detekcia fQRS komplexov, ktorá bola vykonaná pomocou už spomínanej funkcie *detektor_fQRS.m*. Na Obr. 4-20 je vyobrazený extrahovaný fEKG signál s detekovanými fQRS komplexami a korelácia detekovaných fQRS komplexov so špičkami fQRS komplexov zo signálu z priameho merania.



Obr. 4-20: Detekcia fQRS komplexov

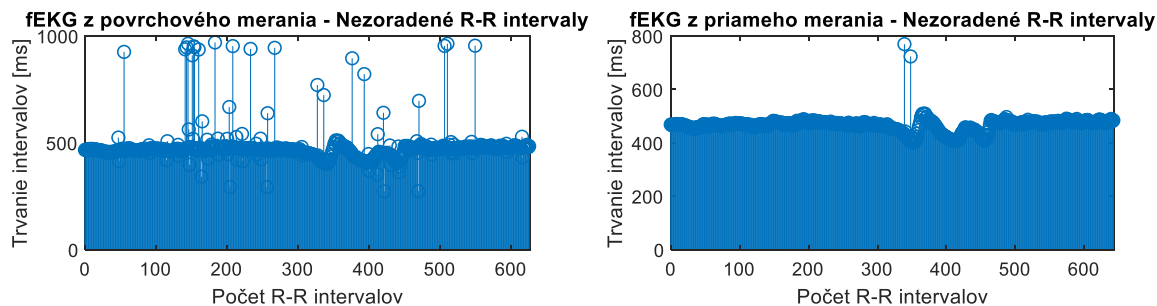
Na Obr. 4-21 je vykreslené porovnanie extrahovaného fEKG signálu so signálom z priameho merania, kde je viditeľná korelácia medzi R vlnami týchto dvoch signálov.



Obr. 4-21: Porovnanie extrahovaného fEKG a signálu z priameho merania

Tepová frekvencia plodu bola stanovená zo získaných polôh fQRS komplexov pomocou funkcie *stanovenie_BPM.m*.

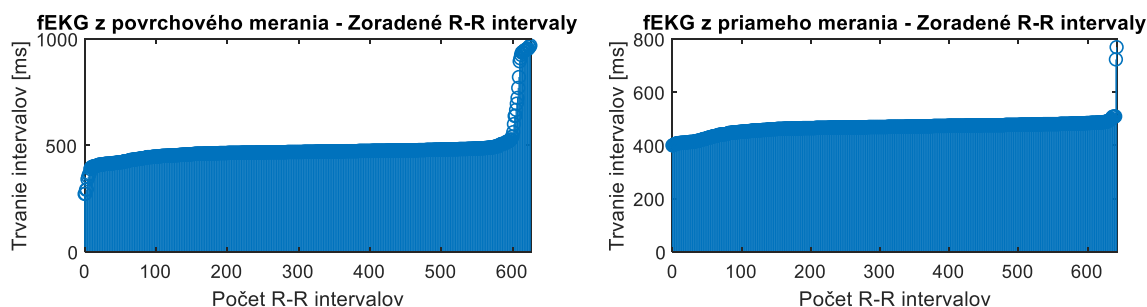
Prvým krokom pri stanovení srdcovej frekvencie bol výpočet R-R intervalov. Pre porovnanie bola táto analýza vykonaná aj na signály z priameho merania. Dĺžku a počet jednotlivých R-R intervalov signálov z povrchového a priameho merania vyobrazuje Obr. 4-22.



Obr. 4-22: Porovnanie R-R intervalov z povrchového a priameho merania

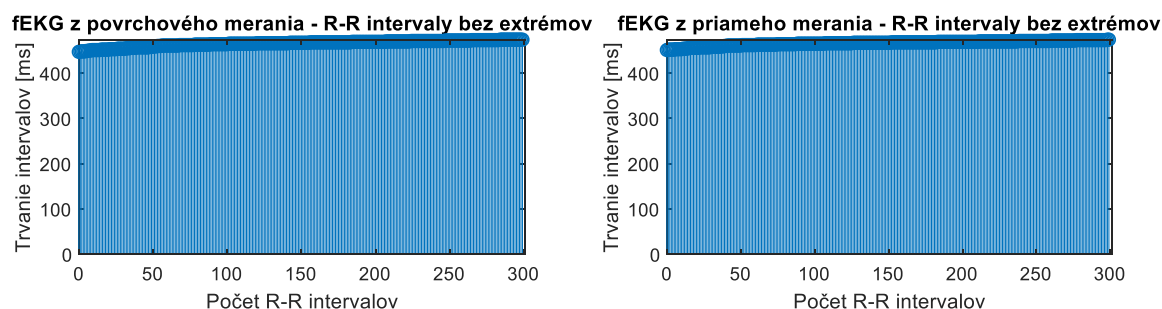
Porovnaním R-R intervalov sa ukázalo, že dĺžka R-R intervalov stanovených z extrahovaného fEKG je značne variabilnejšia, než dĺžka R-R intervalov z priameho merania. Rozdiel v ich počte je však takmer zanedbateľný.

Ďalším krokom pri stanovení srdcovej funkcie bolo zoradenie R-R intervalov od najkratších po najdlhšie, čo viedlo k odstráneniu extrémnych hodnôt v ďalšom kroku. Obr. 4-23 vyobrazuje zoradenie R-R intervalov podľa trvania.



Obr. 4-23: Zoradenie R-R intervalov podľa dĺžky ich trvania

Na stanovenie tepovej frekvencie bola použitá časť R-R intervalov bez extrémnych hodnôt. Na stanovenie tepovej frekvencie bolo vybrané okno s dĺžkou 300 intervalov. Na Obr. 4-24 sú vyobrazené tieto úseky.



Obr. 4-24: Vybrané časti R-R intervalov

Z porovnania s predchádzajúcou metódou založenou na metóde vlnkovej transformácie je zjavné, že v prípade metódy LMS algoritmus dosiahol omnoho väčšie odchýlky z hľadiska dĺžky jednotlivých R-R intervalov. Na prvý pohľad bolo vynechaných viacero polôh fQRS komplexov, čo viedlo k predĺženiu R-R intervalov medzi nimi. Počet intervalov s extrémnymi hodnotami bol teda v priemere vyšší, než v prípade algoritmu založenom na metóde vlnkovej transformácie.

Stanovenie správnej srdcovej frekvencie, ktorá bola vypočítaná na základe dosiahnutých výsledkov, hovorí o úspešnosti navrhnutého algoritmu,.

Výsledky stanovenia srdcovej frekvencie, úspešnosti algoritmu a testu senzitivity a pozitívnej prediktivity pre jednotlivé záznamy budú predstavené v nasledujúcej kapitole venovanej analýze výsledkov.

5. ANALÝZA VÝSLEDKOV

Kapitola Analýza výsledkov ponúka prehľad výsledkov dvoch použitých metód – metódy vlnkovej transformácie a metódy najmenších štvorcov.

Pomocou každej z metód bolo otestovaných 5 záznamov z priameho a nepriameho merania získaných z už spomínanej databázy. Jednalo sa o záznamy r01, r04, r07, r08 a r10. Dĺžka jednotlivých záznamov bola 5 minút.

Analýza výsledkov sa skladala z dvoch častí. Prvá časť spočívala v stanovení senzitivity a pozitívnej prediktivity, čo poukázalo na citlivosť a presnosť naprogramovaného algoritmu. Výpočet senzitivity a pozitívnej prediktivity vychádzal zo stanovenia polôh fetálnych QRS komplexov. Druhá časť analýzy výsledkov bola venovaná určeniu úspešnosti navrhnutých algoritmov a vychádzala zo stanovenia tepovej frekvencie plodu.

Na stanovenie senzitivity a pozitívnej prediktivity bola použitá funkcia *ECG_QRS_tester_v1.m* získaná z Biomedicínskeho ústavu fakulty elektrotechniky a komunikačných technológií VUT v Brne.

Senzitivita – citlivosť testu vyjadruje schopnosť rozpoznať pozitívnu skutočnosť, teda pravdepodobnosť, že test bude pozitívny, ak bude pozitívna testovaná skutočnosť. V tomto prípade sa jedná o správne stanovenie polohy fQRS komplexu v prípade, že sa na danom mieste fQRS komplex mal podľa anotácií z referenčného signálu nachádzať. Senzitivita (Se) vyjadruje pomer medzi počtom skutočne pozitívnych (True Positiv - TP) detekcií, teda správne stanovenými polohami a počtom skutočne pozitívnych (TP) a falošne negatívnych detekcií (False Positiv - FP). Tento vzťah vyjadruje rovnica 5.1.

$$Se = \frac{TP}{TP+FN}, \quad (5.1)$$

V prípade 100% senzitivity by teda boli správne stanovené všetky polohy fQRS komplexov a to aj v prípade, že by boli fQRS komplexy nájdené navyše aj na miestach, kde skutočne nie sú.

Pozitívna prediktivita (P^+) vyjadruje pravdepodobnosť, že testovaná skutočnosť je pravdivá, ak test vyjde ako pozitívny. V tomto prípade sa jedná o správne detekovanie polohy fQRS komplexu na pozícii, kde by sa mal podľa anotácií z referenčného signálu nachádzať. Pozitívnu prediktivitu vyjadruje pomer medzi počtom skutočne pozitívnych detekcií (TP) a počtom skutočne pozitívnych (TP) a falošne pozitívnych detekcií (FP). Tento vzťah vyjadruje rovnica 5.2.

$$P^+ = \frac{TP}{TP+FP}, \quad (5.2)$$

V prípade 100% pozitívnej prediktivity by boli správne stanovené všetky detekované polohy fQRS komplexov, a to aj v prípade, že by neboli detekované úplne všetky, ale detekované by boli na správnych miestach.

Vstupom do funkcie *ECG_QRS_tester_v1.m* bol vždy vektor polôh fQRS komplexov získaný z anotácií referenčného signálu meraného priamo z hlavičky dieťaťa a druhý vektor polôh fQRS komplexov, ktorý bol získaný navrhnutými algoritmami a pochádza z extrahovaného fEKG z abdominálnych zvodov.

Úspešnosť algoritmu bola stanovená na základe vypočítanej tepovej frekvencie plodu z extrahovaného fEKG, ktorá bola porovnaná s tepovou frekvenciou fEKG z referenčného signálu.

5.1 Výsledky metódy vlnkovej transformácie

Nasledujúca tabuľka ponúka prehľad dosiahnutých výsledkov algoritmu navrhnutého na základe metódy vlnkovej transformácie na jednotlivých záznamoch.

Tabuľka 5-1: Výsledky testovania metódy vlnkovej transformácie

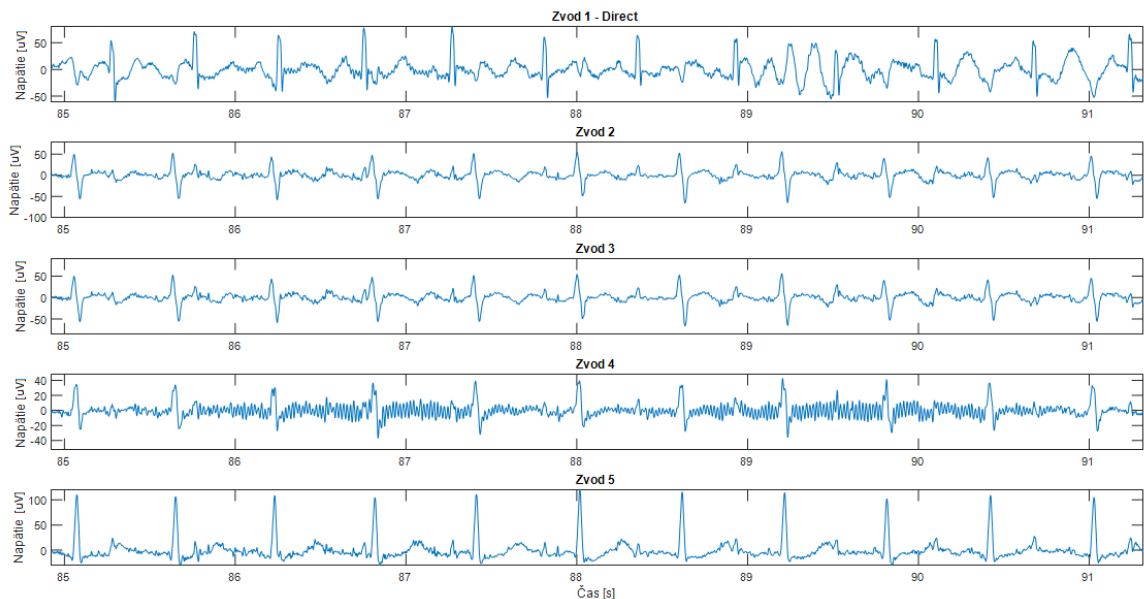
Záznam	BPM z priameho signálu	BPM z extrahovaného fEKG	Senzitivita [%]	Pozitívna prediktivita [%]	Úspešnosť [%]
R01	129	133	93	91	97
R04	127	127	75	75	100
R07	127	137	75	75	93
R08	131	134	97	95	98
R10	134	151	89	81	89
Priemer	-	-	85,8	83,4	95,4

Z Tabuľka 5-1 vyplýva, že algoritmus vytvorený na základe vlnkovej transformácie môžeme považovať za úspešný. Priemerné hodnoty senzitivity a pozitívnej prediktivity presahujú 83%, priemerná hodnota úspešnosti dokonca 95%. Dosiahnuté výsledky sú ovplyvnené najmä kvalitou vstupného signálu, ktorá nebola vo všetkých prípadoch rovnaká. Výsledky však môžu byť ovplyvnené aj spôsobom, akým algoritmus pracuje, či tepovou frekvenciou matky. Nasledujúca časť ponúka prehľad možných dôvodov, prečo algoritmus nedosiahol lepšie výsledky.

5.1.1 Vplyv kvality dát

Ako už bolo spomínané vyššie, kvalita vstupných dát výrazne ovplyvňuje výsledok. Zašumenie vstupného signálu nameraného z povrchového merania bolo spôsobené najmä rušením matkiným EKG, pohybmi dieťaťa, myopotenciálmy z oblasti merania, či dočasným výpadkom signálu v dôsledku zlého kontaktu elektródy s kožou.

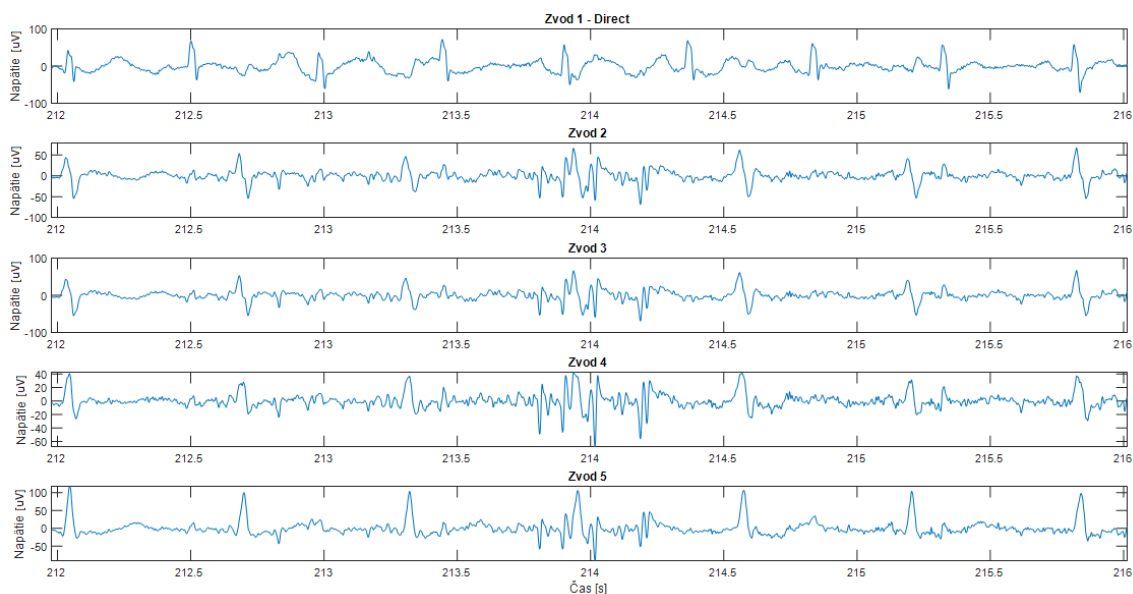
Na Obr. 5-1 je vyobrazený záznam r04, kde v čase medzi sekundami 85 a 91 pravdepodobne došlo k narušeniu kontaktu medzi elektródou a kožou (zvod 4), čo viedlo k úplnému potlačeniu fEKG signálu.



Obr. 5-1: Vplyv rušenia v dôsledku narušenia kontaktu na kvalitu signálu (r04, zvod 4)

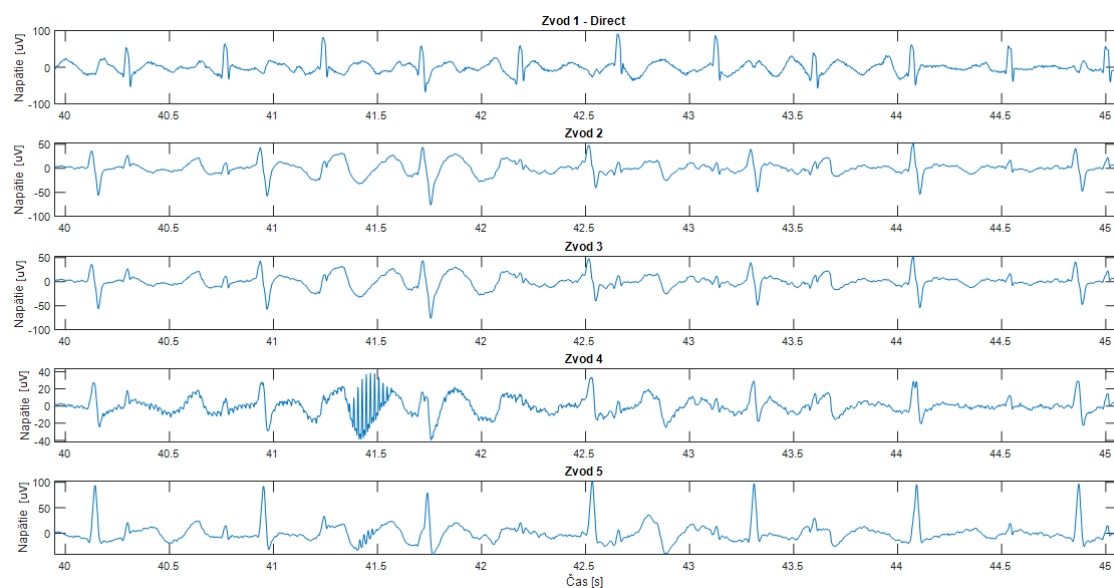
Dôkazom, že skutočne šlo o prerušenie kontaktu jednej elektródy s kožou je fakt, že rušenie je prítomné len na jednom zo zvodov. Tento typ rušenia by sa tým pádom dal považovať za bezpredmetný, no výsledkom detekcie polôh fQRS komplexov je stanovenie ich globálnych polôh, teda priemer nájdených polôh z jednotlivých zvodov.

Na Obr. 5-2 je vyobrazený záznam r04, kde v čase medzi sekundami 213 a 215 pravdepodobne došlo k pohybu, čo opäť viedlo k strate signálu.



Obr. 5-2: Vplyv rušenia v dôsledku pohybu na kvalitu signálu (r04)

Dôkazom, že sa skutočne jedná o rušenie v dôsledku pohybu je fakt, že sa rušenie prejavilo na všetkých abdominálnych zvodoch – zvod 2 až zvod 5. Napriek tomu, že rušenie v tomto prípade netrvalo dlhý časový úsek, došlo k strate minimálne 2 až 3 fetálnych QRS komplexov. Rušenie v dôsledku pohybu nie je počas merania ničím výnimočným a preto k takýmto stratám dochádza relatívne často, čo vedie k nepriaznivému ovplyvneniu výsledkov.



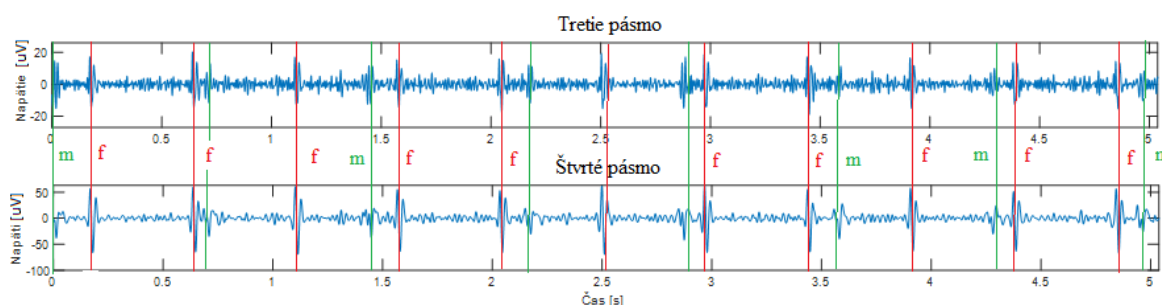
Obr. 5-3: Vplyv rušenia na kvalitu signálu (r07)

Na Obr. 5-3 je vyobrazená kombinácia oboch spomínaných rušení naraz. Jedná sa o záznam r07, kedy v čase medzi sekundami 41 a 44 dochádza k rušeniu v dôsledku pohybu, čo je viditeľné na všetkých abdominálnych zvodoch a na zvode 4 dochádza v 41. sekunde navyše k rušeniu v dôsledku narušenia kontaktu medzi elektródou a kožou.

5.1.2 Vplyv algoritmu

Ďalším faktorom, ktorý ovplyvnil výsledok, bol samotný algoritmus, konkrétne výber rozkladového pásma. Testovaním bolo za pásmo najvhodnejšie k ďalšej analýze určené tretie rozkladové pásmo, teda pásmo obsahujúce frekvencie v rozmedzí 62,5 Hz až 125 Hz.

V niektorých prípadoch (záznam r01, Obr. 5-4) by však bolo vhodnejšie použiť štvrté rozkladové pásmo, teda pásmo obsahujúce frekvencie v rozmedzí od 0 Hz do 62,5 Hz. Tento rozpor je spôsobený faktom, že fetálne EKG má frekvenčný obsah v rozmedzí 0,05 až 70 Hz. Fetálne QRS komplexy sa teda nachádzajú na hranici spomínaných dvoch pásiem.



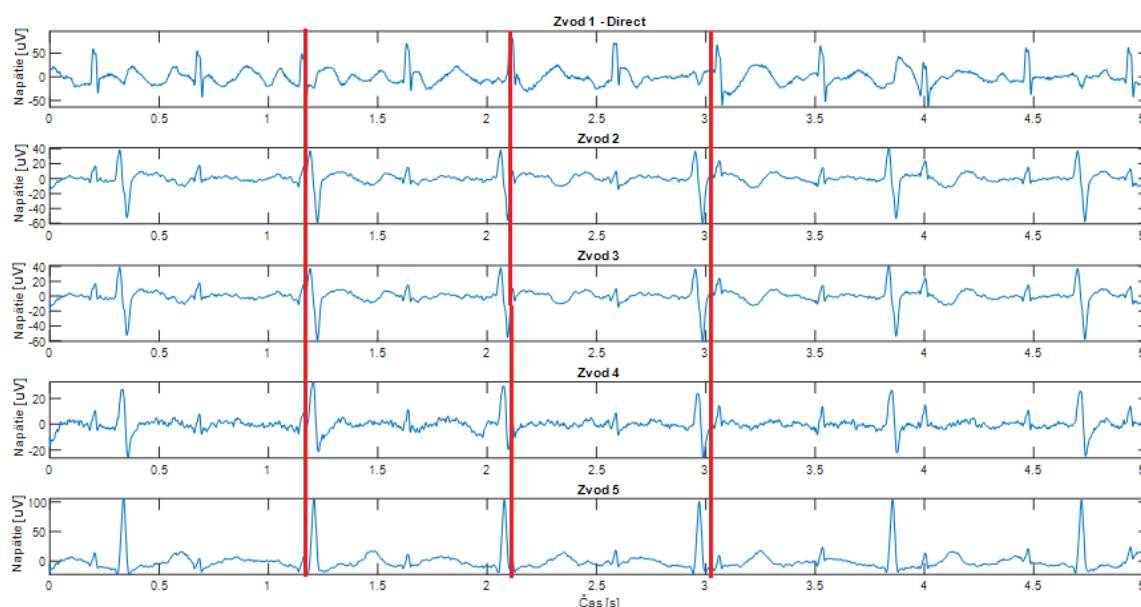
Obr. 5-4: Porovnanie tretieho a štvrtého rozkladového pásma s vyznačenými QRS komplexmi plodu (f) a matky (m) (r01)

5.1.3 Vplyv tepovej frekvencie matky

Nespochybniteľným faktorom, ktorý ovplyvňuje výsledok extrakcie a stanovenia tepovej frekvencie plodu, je tepová frekvencia matky. Tepová frekvencia plodu je priemerne 1,5 až 2-krát vyššia, než tepová frekvencia matky. Nie je možné dosiahnuť, aby počas merania nedochádzalo ku prekryvu týchto QRS komplexov, čo ovplyvňuje dosiahnutý

výsledok. Fetálne QRS komplexy sú často skryté v QRS komplexoch matky, respektíve dochádza k ich superpozícii, čo sa však vzhľadom k rádovo nižšej amplitúde fEKG meraného nepriamym spôsobom neprejavuje výrazným spôsobom.

Príklad takéhoto rušenia je vyobrazený na Obr. 5-5. Jedná sa o záznam r07, kedy v časovom úseku prvých piatich sekúnd došlo k takémuto prekrytiu hneď 3-krát. Prekrytie plodového QRS komplexu s QRS komplexom matky je vyznačené červenou čiarou.

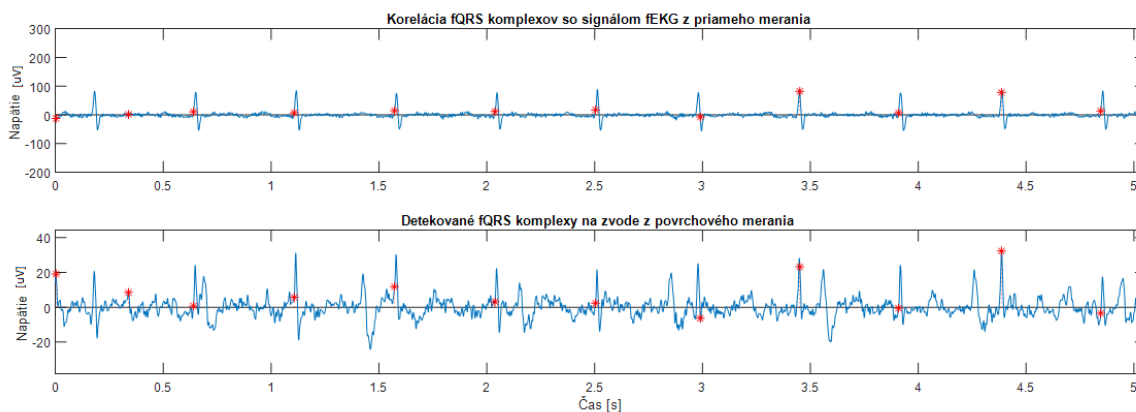


Obr. 5-5: Prekrytie QRS komplexov plodu a matky

5.1.4 Grafické porovnanie výsledkov

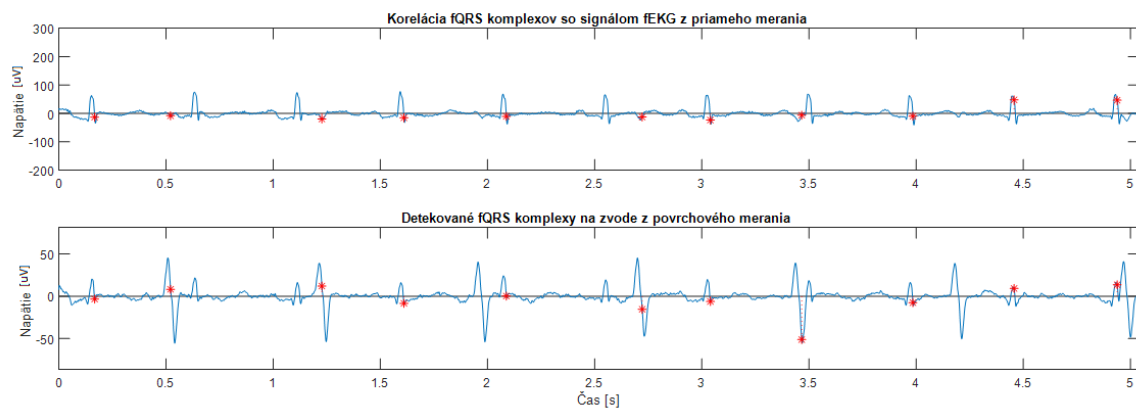
K analýze dát nepochybne patrí aj grafické porovnanie výsledkov. Na porovnanie bolo vybraných prvých 5 sekúnd každého záznamu s detekovanými fQRS komplexami na zvode z priameho merania a zvode z povrchového merania.

Záznam r01, zobrazený na Obr. 5-6 ukazuje, že detekcia na tomto vybranom úseku prebehla relatívne úspešne. Nesprávne bol detekovaný fQRS komplex v 0 s a 0,4 s, kde sa žiaden fQRS komplex nenachádzal. Naopak chýbala detekcia prvého fQRS komplexu v 0,2 s.



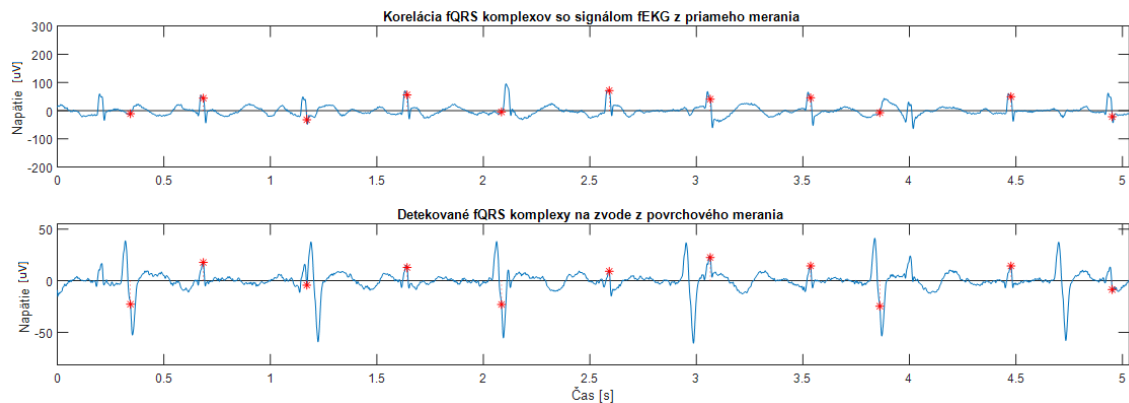
Obr. 5-6: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r01)

Na Obr. 5-7 je vyobrazená detekcia fQRS komplexov zo záznamu r04. Z obrázku je zjavné, že detekcia na tomto úseku neprebehla podľa predstáv, pretože počet nesprávne určených polôh fQRS komplexov je až 3 z 11, a to v čase 0,55 s, 1,2 s a 2,7 s. Vo všetkých prípadoch bol detekovaný QRS komplex matky, nie plodu.



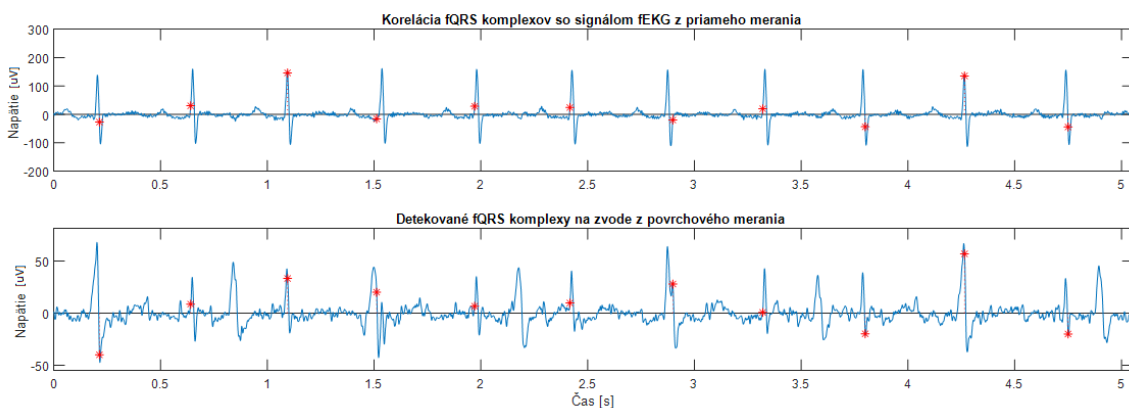
Obr. 5-7: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r04)

Obr. 5-8 predstavuje záznam r07. Detekcia fQRS komplexov na úseku prvých piatich sekúnd záznamu dopadla lepšie ako v predchádzajúcom prípade. Nesprávne detekované polohy fQRS komplexov boli len 2 z 11 v čase 0,4 s a 3,9 s. V oboch prípadoch bol detekovaný QRS komplex matky, nie plodu.



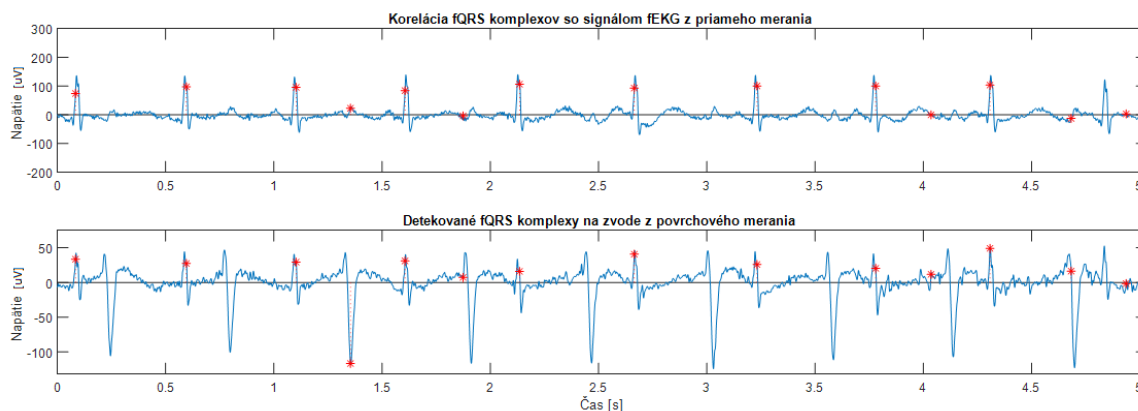
Obr. 5-8: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r07)

Na Obr. 5-9 je vyobrazená detekcia fQRS komplexov zo záznamu r08. Z obrázku je zjavné, že detekcia na tomto úseku prebehla bezchybne. Všetky polohy fetálnych QRS komplexov boli detekované správne, aj keď dochádzalo k prekryvu matkiných a plodových QRS komplexov.



Obr. 5-9: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r08)

Obr. 5-10 predstavuje posledný záznam r10. Detekcia fQRS komplexov na úseku prvých piatich sekúnd záznamu dopadla najhoršie zo všetkých uvedených prípadov. Nesprávne detekovaných bolo až 5 z 10 stanovených polôh fQRS komplexov. Vo všetkých prípadoch sa jednalo o detekciu matkinho QRS komplexu namiesto QRS komplexu dieťaťa. Konkrétne sa jedná o časy 1,35 s, 1,9 s, 4,05 s, 4,7 s a 4,95 s.



Obr. 5-10: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r10)

Tabuľka 5-1 napovedá, že grafické porovnanie 5 sekundových úsekov jednotlivých záznamov nevypovedá o funkčnosti algoritmu na celej dĺžke záznamov. Grafické porovnanie preto treba brať len ako názornú ukážku, ako približne detekcia na jednotlivých záznamoch vyzerala a kde a prečo nastávali chyby. Väčšinou sa jednalo o chybnú detekciu polohy fQRS, kedy bol zadetekovaný QRS komplex pochádzajúci z matkinho EKG signálu.

5.2 Výsledky metódy najmenších štvorcov

Nasledujúca tabuľka ponúka prehľad dosiahnutých výsledkov algoritmu navrhnutého na základe metódy najmenších štvorcov na jednotlivých záznamoch.

Tabuľka 5-2: Výsledky testovania metódy LMS

Záznam	BPM z priameho signálu	BPM z extrahovaného fEKG	Senzitivita [%]	Pozitívna prediktivita [%]	Úspešnosť [%]
R01	129	129	97	99	100
R04	127	86	65	96	68
R07	127	117	75	93	92
R08	131	152	98	88	86
R10	134	112	73	97	84
Priemer	-	-	81,6	94,6	86

Z Tabuľka 5-2 vyplýva, že algoritmus vytvorený na základe metódy najmenších štvorcov môžeme považovať za pomerne úspešný. Priemerné hodnoty senzitivity a pozitívnej prediktivity presahujú 80%, priemerná hodnota úspešnosti bola 86%. Dosiahnuté výsledky sú, podobne ako v predchádzajúcom prípade, ovplyvnené najmä kvalitou vstupného signálu, samotným algoritmom a tepovou frekvenciou matky, ktorá v tomto prípade súvisí s kvalitou signálu. Nasledujúca časť ponúka prehľad možných dôvodov, prečo algoritmus nedosiahol lepšie výsledky. Dôraz bude kladený najmä na rozdiely, ktoré prináša metóda najmenších štvorcov v porovnaní s metódou vlnkovej transformácie.

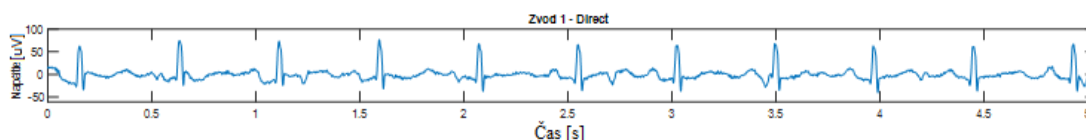
5.2.1 Vplyv kvality dát

Kvalita vstupných dát hrá kľúčovú rolu v dosiahnutí výsledkov, podobne ako v prípade metódy vlnkovej transformácie. Zatiaľ čo u metódy vlnkovej transformácie bola rozhodujúca najmä kvalita dát signálov z povrchového merania, v tomto prípade má prinajmenšom rovnaký podiel na úspechu aj kvalita signálu nameraného priamym meraním, teda z povrchu hlavičky dieťaťa.

Signál nameraný priamym meraním bol použitý ako referenčný signál, teda signál, podľa ktorého boli filtrované signály z povrchových zvodov. V prípade, že bol referenčný signál skreslený, automaticky nebolo možné dosiahnuť očakávané výsledky – bezchybnú extrakciu fetálneho EKG záznamu.

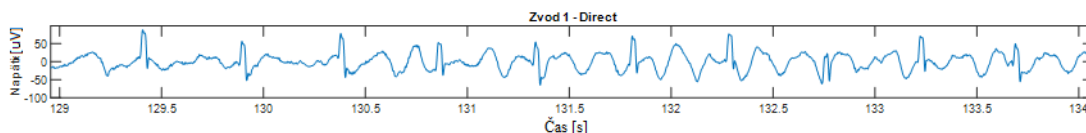
Faktormi, ktoré spôsobujú zašumenie signálu z priameho merania, sú najmä pohyb dieťaťa, prítomnosť matkinho EKG a taktiež nedokonalé prichytenie elektródy na hlavičke dieťaťa, ktoré mohlo spôsobiť dočasnú stratu signálu.

Na Obr. 5-11 je vyobrazený signál z priameho merania zo záznamu r04. Jedná sa o prvých 5 sekúnd záznamu, kedy nedochádzalo k žiadnemu rušeniu.



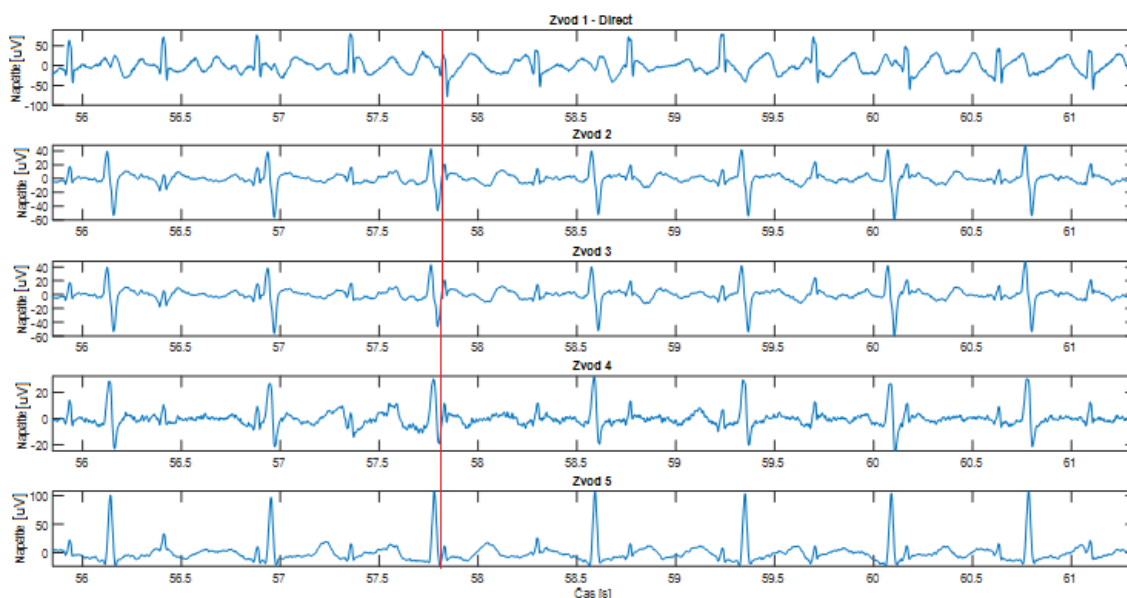
Obr. 5-11: Signál z priameho merania (R04)

Pre porovnanie, na Obr. 5-12 je taktiež časť záznamu r04. V tomto prípade sa jedná o úsek signálu medzi sekundami 130 a 134, kedy pravdepodobne dochádzalo k pohybu dieťaťa, čo následne ovplyvnilo kvalitu signálu.



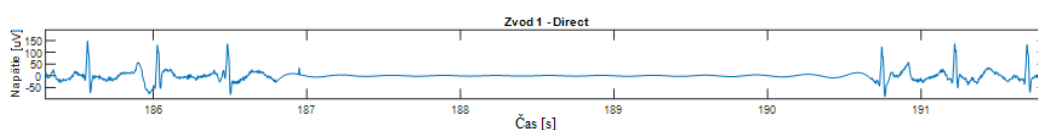
Obr. 5-12: Pohyb dieťaťa (r04)

Na Obr. 5-13 je vyobrazená časť signálu zo záznamu r07, konkrétne úsek od 56. do 61. sekundy, kde je červenou čiarou zvýraznená prítomnosť matkinho QRS komplexu v signáli fEKG z priameho merania. QRS komplex fetálneho EKG má v dôsledku superpozície s matkiným QRS komplexom iný tvar ako zvyšné fQRS komplexy, čo môže ovplyvňovať výsledky.



Obr. 5-13: Vplyv matkinho EKG na fetálne EKG (r07)

Dočasná strata signálu spôsobená nedokonalým kontaktom medzi elektródou a povrchom hlavičky dieťaťa je zachytená na Obr. 5-14. Jedná sa o záznam r10, konkrétne o úsek medzi 187. a 191. sekundou. Strata signálu vedie k znehodnoteniu úseku signálu, kedy ku strate došlo. Tento úsek signálu nenesie informáciu potrebnú k analýze dát, čo vedie k zhoršeniu výsledkov navrhnutého algoritmu.



Obr. 5-14: Strata signálu (r10)

5.2.2 Vplyv algoritmu

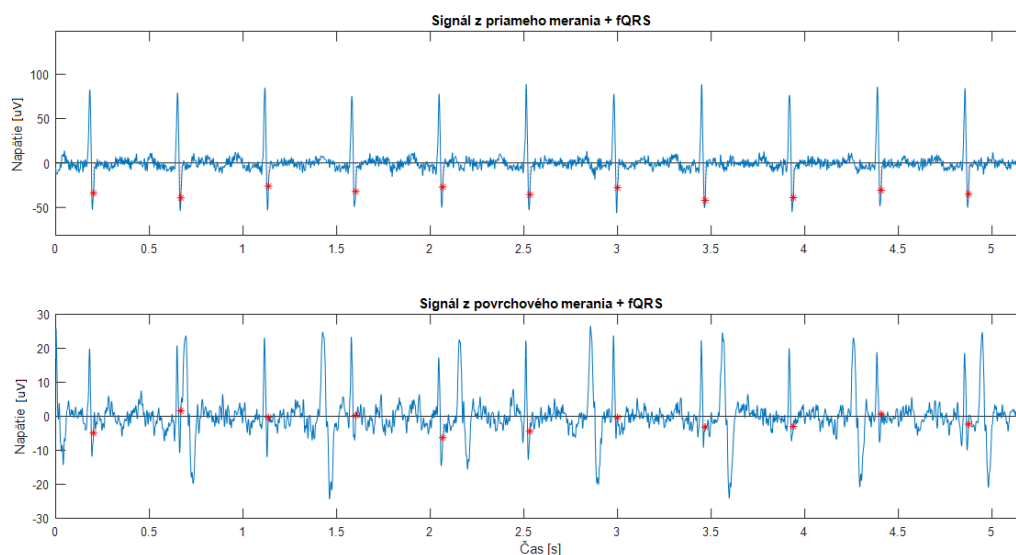
Na dosiahnuté výsledky má samozrejme vplyv aj samotný algoritmus. V tomto prípade by sa dalo za problémové označiť nastavenie dĺžky impulznej charakteristiky FIR filtra, ktorá bola nastavená na 15 a adaptačný krok nastavený na $7 \cdot 10^{-5}$. Konkrétne hodnoty boli nastavené na základe testovania.

Ideálna veľkosť okna vzoriek a adaptačný krok sú však vo všeobecnosti pre každý signál rôzne, preto nie je možné určiť hodnoty, ktoré budú absolútne vyhovovať pri spracovaní akéhokoľvek signálu. To je dôvodom, prečo fixným stanovením týchto parametrov dochádza k zhoršeniu výsledkov navrhnutého algoritmu.

5.2.3 Grafické porovnanie výsledkov

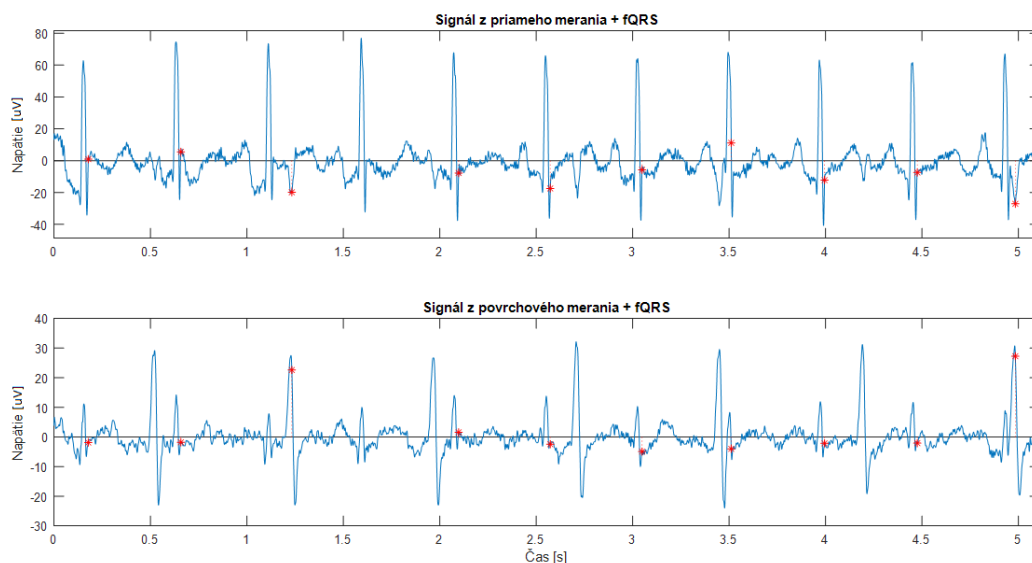
Aj v prípade algoritmu vytvoreného na základe metódy najmenších štvorcov bolo vykonané grafické porovnanie výsledkov. Na porovnanie bolo, rovnako ako v predošlom prípade, vybratých prvých 5 sekúnd každého záznamu s detekovanými fQRS komplexami na zvide z priameho merania a zvide z povrchového merania.

Záznam r01, zobrazený na Obr. 5-15 ukazuje, že detekcia na tomto vybranom úseku prebehla bezchybne. Správne detekované boli všetky polohy fQRS komplexov.



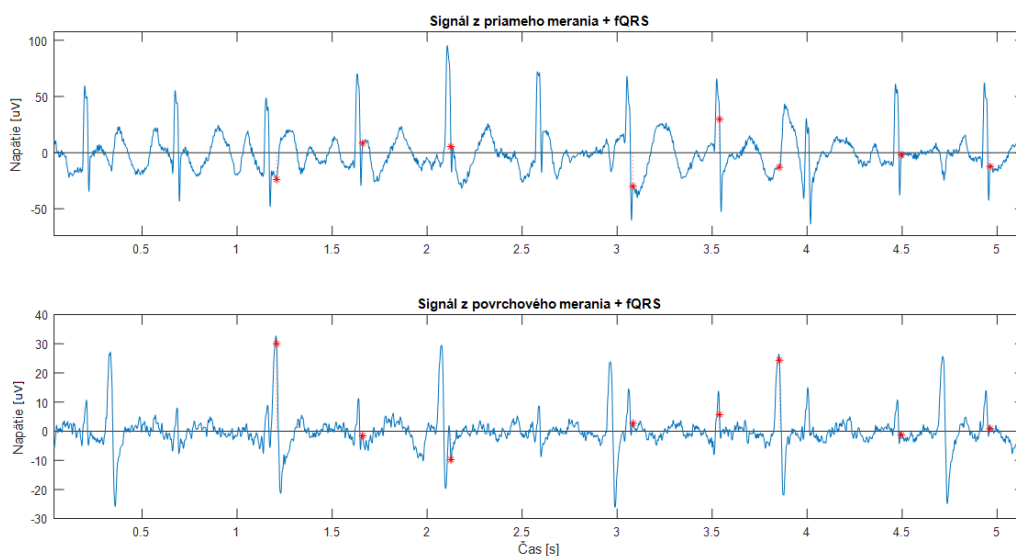
Obr. 5-15: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r01)

Obr. 5-16 predstavuje záznam r04. Detekcia fQRS komplexov na úseku prvých piatich sekúnd záznamu dopadla relatívne úspešne. Nesprávne detekované boli 2 z 11 stanovených polôh fQRS komplexov a to v čase 1,2 s a 5 s, kedy boli namiesto fQRS komplexu detekované QRS komplexy matky.



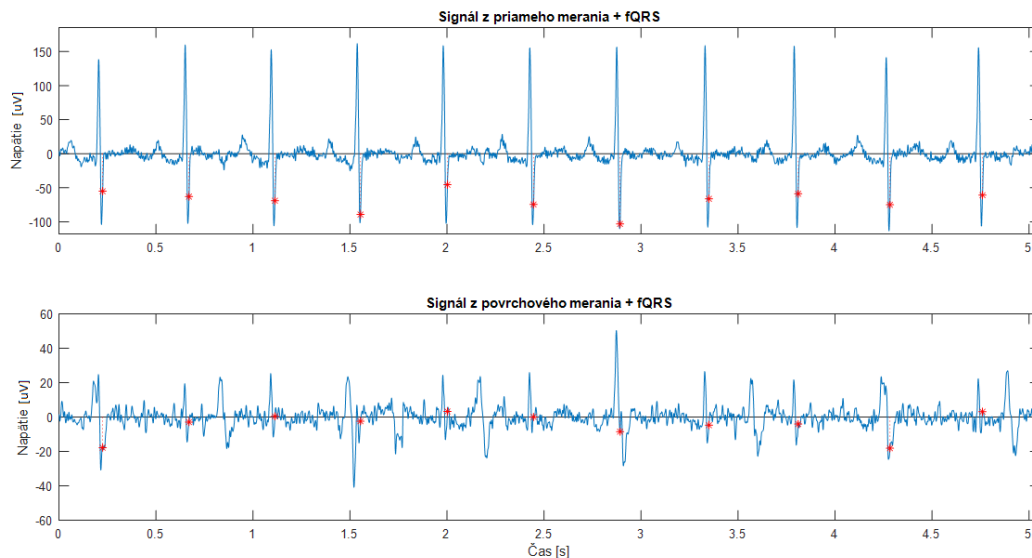
Obr. 5-16: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r04)

Na Obr. 5-17 je vyobrazená detekcia fQRS komplexov zo záznamu r07. Z obrázku je zjavné, že detekcia na tomto úseku záznamu veľmi úspešná nebola. Nesprávne stanovené alebo chýbajúce sú až 4 z 11 polôh fQRS komplexov. V čase 3,7 s sa jedná o chybnú detekciu fQRS komplexu, pretože sa jedná o QRS komplex matky. Ďalšie 4 polohy fQRS komplexov neboli stanovené vôbec. Tento úsek signálu je viditeľne ovplyvnený pohybom dieťaťa, čo môže byť hlavnou z príčin nedostačujúceho výsledku.



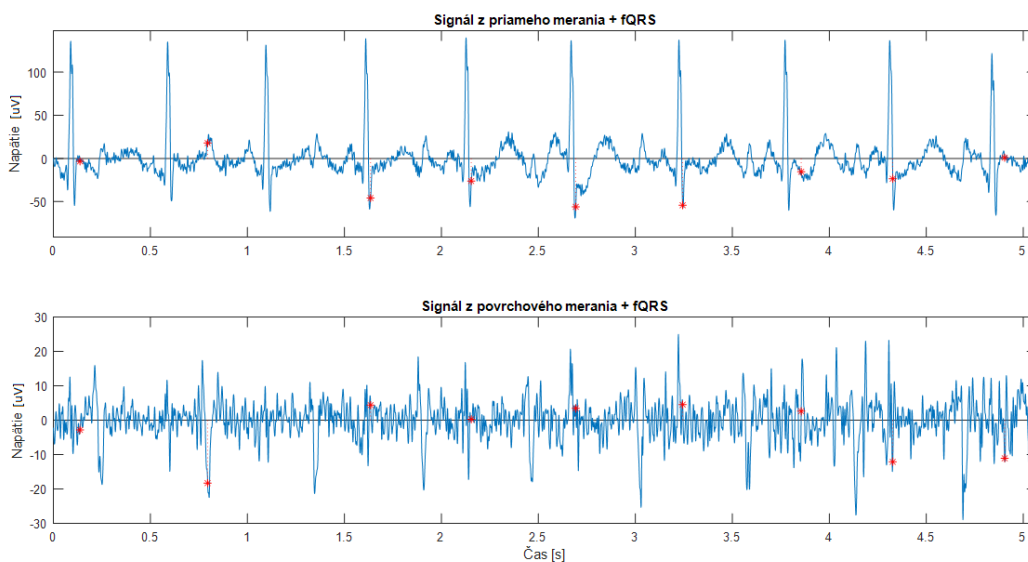
Obr. 5-17: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r07)

Záznam r08, zobrazený na Obr. 5-18 ukazuje, že detekcia na tomto vybranom časovom úseku prebehla bezchybne. Správne detekované boli všetky polohy fQRS komplexov.



Obr. 5-18: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r08)

Obr. 5-19 predstavuje posledný záznam - r10. Detekcia fQRS komplexov na úseku prvých piatich sekúnd nedopadla podľa predstáv. Nesprávne detekované alebo chýbajúce boli až 3 z 10 stanovených polôh fQRS komplexov. Konkrétne sa jedná o časy 0,6 s a 1,1 s, kedy poloha fQRS komplexu chýbala a čas 0,75 s, kedy bol detekovaný QRS komplex matky namiesto QRS komplexu dieťaťa.



Obr. 5-19: Výsledok detekcie fQRS komplexov (r10)

ZÁVER

Cieľom diplomovej práce bolo preštudovať problematiku merania a spracovávania fetálnych EKG záznamov meraných nepriamym spôsobom z abdominálnej časti tela matky a navrhnutie algoritmu vhodného na spracovanie takýchto záznamov.

V úvode sa práca zaoberá problematikou vývinu plodu, jeho srdca a väd spojených s jeho vývinom. Práca približuje problematiku spracovania fetálnych EKG záznamov, dôvod ich spracovania a čitateľovi ponúka prehľad metód, ktorými sa fEKG záznamy merané nepriamym spôsobom spracovávajú v súčasnosti.

Ďalšia časť práce je venovaná popisu vybraných algoritmov, ktoré boli implementované v programovom prostredí Matlab. Konkrétne sa jedná o algoritmus navrhnutý na základe metódy vlnkovej transformácie a algoritmus navrhnutý na základe metódy najmenších štvorcov.

Navrhnuté algoritmy boli testované na skupine piatich záznamov z priameho a nepriameho merania získanej z databázy PhysioNet. Posledná časť práce je venovaná analýze získaných výsledkov, kedy bola porovnávaná senzitivita, pozitívna prediktivita a úspešnosť každého z navrhnutých algoritmov.

Algoritmus navrhnutý na základe vlnkovej transformácie sa vo výsledku ukázal ako úspešný. Prvá časť algoritmu bola venovaná extrakcii fetálneho EKG a stanoveniu polôh fetálnych QRS komplexov. V druhej časti bola stanovená tepová frekvencia plodu na základe získaných polôh fQRS komplexov. Priemerná hodnota senzitivity tohto algoritmu bola 85,8 %, pozitívnej prediktivity 83,4 % a úspešnosť správneho stanovenia tepovej frekvencie plodu bola 95,4 %.

Druhý navrhnutý algoritmus vytvorený na základe metódy najmenších štvorcov taktiež pozostával z dvoch častí. Prvá časť algoritmu bola venovaná extrakcii fetálneho EKG a stanoveniu polôh fetálnych QRS komplexov. V druhej časti bola stanovená tepová frekvencia plodu na základe získaných polôh fQRS komplexov. Priemerná hodnota senzitivity tohto algoritmu bola 81,6 %, pozitívnej prediktivity 94,6 % a úspešnosť správneho stanovenia tepovej frekvencie plodu bola 86 %. Nevýhodou tohto algoritmu je nutnosť vlastniť referenčný signál, ktorý v tomto prípade predstavoval signál z priameho merania. Za normálnych okolností, kedy by bol záznam meraný nepriamou metódou, by tento referenčný signál neexistoval. Ako jeho alternatíva by sa však dal použiť EKG signál matky, pomocou ktorého by bolo možné oddeliť materskú zložku EKG zo signálu, čím by bola taktiež dosiahnutá extrakcia fetálneho EKG signálu, ktorý by po oddelení materského EKG ostal.

Výsledné hodnoty senzitivity, pozitívnej prediktivity a úspešnosti jednotlivých algoritmov nie sú ideálne, pretože spracovanie fetálneho EKG zo záznamov z nepriameho

merania prináša veľa úskalí. Výsledky sú závislé najmä na kvalite dát, ktorá je ovplyvnená mnohými faktormi ako pohyb dieťaťa, či matky, rušenie spôsobené matkiným EKG signálom, EMG signálom a dýchaním, kontrakciami maternice, ale aj nedokonalým spojením elektródy s kožou, či samotným algoritmom.

Zlepšenie výsledkov by bolo možné za predpokladu nájdenia vhodnejšej metódy na spracovanie a extrakciu fetálnych EKG záznamov, prípadne kombináciou rôznych metód spomínaných v práci.

Literatúra

- [1] ALGUNAIDI, MMS, Ali, MAM & Islam, MF 2011, 'Comparative analysis of fetal electrocardiogram (ECG) extraction techniques using system simulation' International Journal of Physical Sciences, vol. 6, no. 21, pp. 4952-4959.
- [2] BACHARAKIS, E., A. K. NANDI a V. ZARZOSO. Foetal ECG extraction using bling source separation methods [online]. [cit. 2020-01-02].
- [3] BANGHUA YANG a Liangfei HE. Removal of ocular artifacts from EEG signals using ICARLS in BCI. In: 2014 IEEE Workshop on Electronics, Computer and Applications [online]. IEEE, 89 2014, 2014, s. 544-547 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/IWECA.2014.6845678. ISBN 978-14799-4565-8.
- [4] BASERI, Hamid a Moosa BELALI-OWSIA. A novel hybrid ICA-ANFIS model for prediction of manufacturing processes performance. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part E: Journal of Process Mechanical Engineering [online]. 2016, 231(2), 181-190 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1177/0954408915585256. ISSN 0954-4089.
- [5] BERGVELD, Piet a Wietze J. H. MEIJER. A New Technique for the Suppression of the MECG. IEEE Transactions on Biomedical Engineering [online]. 1981, BME-28(4), 348-354 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/TBME.1981.324803. ISSN 0018-9294.
- [6] BIN IBNE REAZ, M. a LEE SZE WEI. Adaptive linear neural network filter for fetal ECG extraction. In: International Conference on Intelligent Sensing and Information Processing, 2004. Proceedings of [online]. IEEE, 2004, s. 321-324 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/ICISIP.2004.1287675. ISBN 0-7803-8243-9.
- [7] CAMPS-VALLS, Gustavo, et al. Foetal ECG recovery using dynamic neural networks. Artificial Intelligence in Medicine, 2004, 31.3: 197-209.
- [8] CLIFFORD, Gari D, Ikaro SILVA, Joachim BEHAR a George B MOODY. Non-invasive fetal ECG analysis. *Physiological Measurement* [online]. 2014, **35**(8), 1521-1536 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1088/0967-3334/35/8/1521. ISSN 0967-3334.
- [9] DESAI, K. D. a Manoj S. SANKHE. A real-time fetal ECG feature extraction using multiscale discrete wavelet transform. In: 2012 5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 407-412 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/BMEI.2012.6512966. ISBN 978-1-4673-1184-7.
- [10] Fetal and newborn heart, (https://1.bp.blogspot.com/-kvnqJWog0qk/XSqlyKUYqiI/AAAAAAAAABu4/yDhPIhZEO3szBYkKV-cxGG8aSIvOJR6kQCLcBGAs/s1600/Neonatal_Heart_Circulation.png)

- [11] GAO, P., E. C. CHANG a L. WYSE. Bind separation of fetal ECG from single mixture using SVD and ICA [online]. 2003 [cit. 2020-01-02].
- [12] GOLDBERGER AL, AMARAL LAN, GLASS L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220, 2000 (June 13). PMID: 10851218; doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215
- [13] GUPTA, P., SAINI, B.S., SUNKARIA, R.K., et al. Stationary Wavelet and Recursive Least Square Filtering Based Fetal ECG Data Extraction from Composite Abdominal Signal. *Current Trends in Signal Processing*. 2017; 7(2): 46–58p.
- [14] GHYIAMAD, A., Dyadic filter tree algorithm for discrete wavelet transform (DWT) implementation. (https://www.researchgate.net/figure/Dyadic-filter-tree-algorithm-for-discrete-wavelet-transform-DWT-implementation_fig2_270582972)
- [15] HÁJEK, Zdeněk, Evžen ČECH a Karel MARŠÁL. *Porodnictví*. 3., zcela přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN isbn9788024745299.[online]
- [16] HON, E. H.; LEE, S. T. Averaging techniques in fetal electrocardiography. *Medical electronics and biological engineering*, 1964, 2.1: 71-76.
- [17] HON, E.H. a S.T. LEE. Noise reduction in fetal electrocardiography. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* [online]. 1963, **87**(8), 1086-1096 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1016/0002-9378(63)90104-2. ISSN 00029378.
- [18] HYVÄRINEN, A. a E. OJA. Independent component analysis: algorithms and applications. *Neural Networks* [online]. 2000, **13**(4-5), 411-430 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1016/S0893-6080(00)00026-5. ISSN 08936080.
- [19] JAROS, Rene, Radek MARTINEK a Radana KAHANKOVA. Non-Adaptive Methods for Fetal ECG Signal Processing: A Review and Appraisal. *Sensors* [online]. 2018, **18**(11) [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.3390/s18113648. ISSN 1424-8220.
- [20] JEZEWSKI, Janusz, Adam MATONIA, Tomasz KUPKA, Dawid ROJ a Robert CZABANSKI. Determination of fetal heart rate from abdominal signals: evaluation of beat-to-beat accuracy in relation to the direct fetal electrocardiogram. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering* [online]. 2012, **57**(5) [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1515/bmt-2011-0130. ISSN 1862-278X.
- [21] KANJILAL, P.P., S. PALIT a G. SAHA. Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. **44**(1), 51-59 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/10.553712. ISSN 00189294.

- [22] KANJILAL, P.P., S. PALIT a G. SAHA. Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 44(1), 51-59 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/10.553712. ISSN 00189294.
- [23] LIU, G., Y. LUAN. An adaptive integrated algorithm for noninvasive fetal ECG separation and noise reduction based on ICA-EEMD-WS. DOI: 10.1007/s11517-015-1389-1. ISBN 10.1007/s11517-015-1389-1.
- [24] MA, Ming, Ning WANG a San-Ya LEI. Extraction of FECG Based on Time Frequency Blind Source Separation and Wavelet De-Noising. In: 2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering [online]. IEEE, 2009, 2009, s. 1-3 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/ICBBE.2009.5162841. ISBN 978-1-4244-2901-1.
- [25] MARTÍN-CLEMENTE, Ruben, Jose Luis CAMARGO-OLIVARES, Susana HORNILLOMELLADO, Mar ELENA a Isabel ROMÁN. Fast Technique for Noninvasive Fetal ECG Extraction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2011, 58(2), 227-230 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/TBME.2010.2059703. ISSN 0018-9294.
- [26] MARTINEK, Radek, Radana KAHANKOVA, Hana SKUTOVA, Petr KOUDELKA, Jan ZIDEK a Jiri KOZIOREK. Adaptive signal processing techniques for extracting abdominal fetal electrocardiogram. In: 2016 10th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP) [online]. IEEE, 2016, 2016, s. 1-6 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/CSNDSP.2016.7573974. ISBN 978-1-5090-2526-8.
- [27] MATONIA, A., J. JEZEWSKI, K. HOROBA, A. GACEK a P. LABAJ. The Maternal ECG Suppression Algorithm for Efficient Extraction of the Fetal ECG from Abdominal Signal. In: *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2006, 2006, s. 3106-3109 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.260221. ISBN 1-4244-0032-5.
- [28] MOHAN, R., A. AARTHI a M. NIVETHA. Blastula ECG Extraction Using FTF Based Adaptive Algorithm [online]. 2018, 2018(5) [cit. 2020-01-02]. ISSN 2349-252X.
- [29] MOORE, B., PCA and ICA Package MATLAB Central File Exchange. Retrieved January 2, 2020, (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/38300-pca-and-ica-package>)
- [30] MOORE, Keith L. a T. V. N. PERSAUD. *Zrození člověka: embryologie s klinickým zaměřením*. Praha: ISV, 2002. Lékařství. ISBN isbn80-85866-94-3.

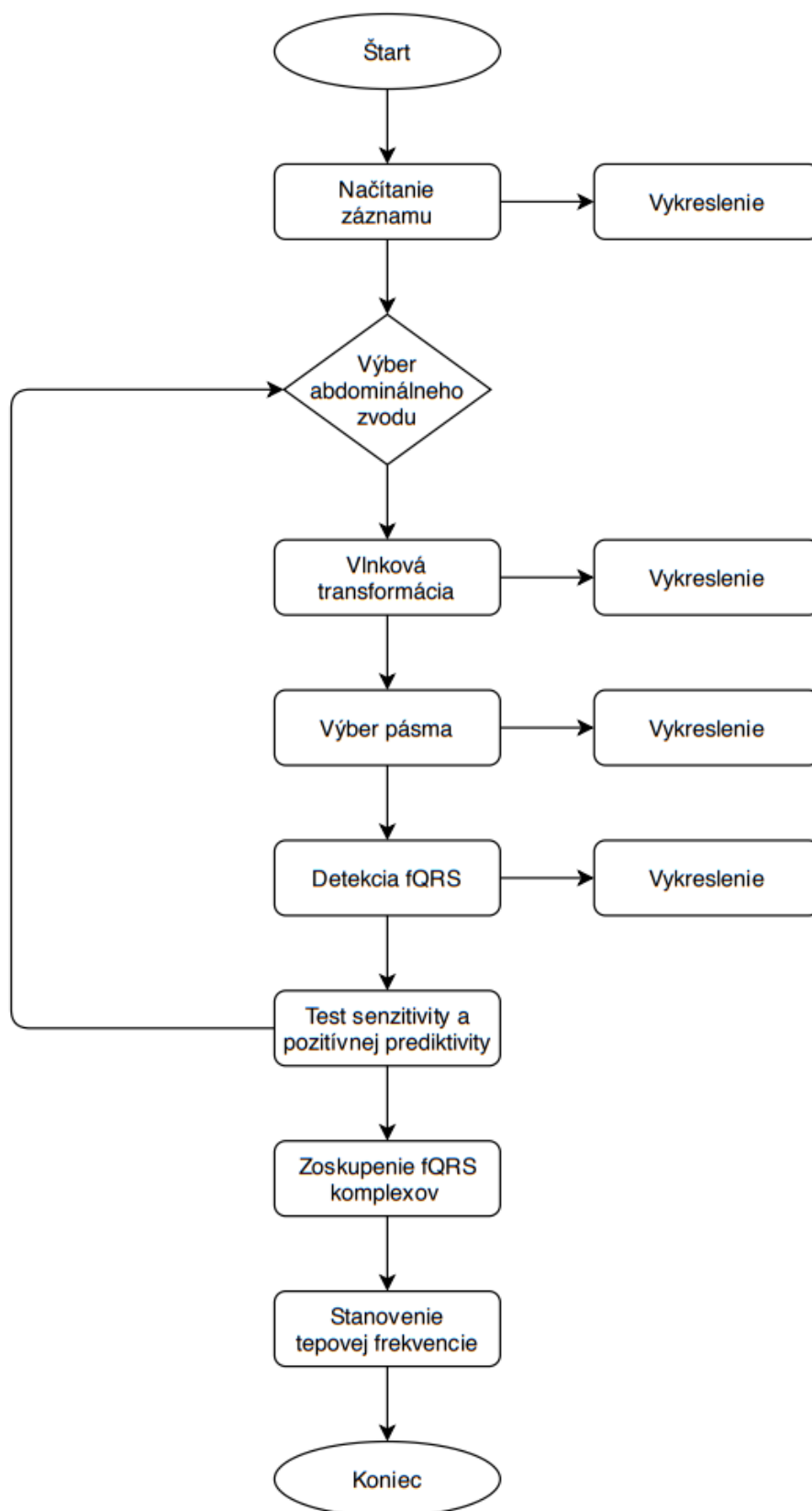
- [31] NASIRI, Maryam a Karim FAEZ. Extracting fetal electrocardiogram signal using ANFIS trained by genetic algorithm. In: 2012 International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE) [online]. IEEE, 2012, 2012, s. 197-202 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/ICoBE.2012.6179004. ISBN 978-1-4577-1991-2.
- [32] OPENSTAX, Anatomy & Physiology. OpenStax CNX. Feb 26, 2016 (<http://cnx.org/contents/14fb4ad7-39a1-4eee-ab6e-3ef2482e3e22@8.24>).
- [33] RAVINDRAKUMAR, S. a K. Bommanna RAJA. Fetal ECG extraction and enhancement in prenatal monitoring — Review and implementation issues. In: *Trendz in Information Sciences & Computing(TISC2010)* [online]. IEEE, 2010, 2010, s. 16-20 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/TISC.2010.5714599. ISBN 978-1-4244-9007-3.
- [34] SADLER, T. W. *Langmanova lékařská embryologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN isbn978-80-247-2640-3.
- [35] SHOELSON, B., edfRead. MATLAB Central File Exchange. Retrieved January 2, 2020. (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/31900-edfread>)
- [36] SMITAL, L. Vlnková filtrace elektrokardiogramů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 99 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [37] THAMYAICHA, R., Block diagram for the LMS algorithm. (https://www.researchgate.net/figure/Block-diagram-for-the-LMS-algorithm_fig4_267681926)
- [38] TIGATELU, Fetal growth, (<https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/fetal-growth-from-4-to-40-weeks-vector-14693129>)
- [39] UCEBNICE-EKG, (http://www.ucebnice-ekg.cz/images/ekg_krivky/_teorie/image016.jpg)
- [40] VAN BEMMEL, J. H. Detection of Weak Foetal Electrocardiograms by Autocorrelation and Crosscorrelation of Envelopes. IEEE Transactions on Biomedical Engineering [online]. 1968, BME-15(1), 17-23 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1109/TBME.1968.4502528. ISSN 00189294.
- [41] VERDURMEN, Kim M. J., Carlijn LEMPERSZ, Rik VULLINGS, Christian SCHROER, Tammo DELHAAS, Judith O. E. H. VAN LAAR a S. Guid OEI. Normal ranges for fetal electrocardiogram values for the healthy fetus of 18–24 weeks of gestation: a prospective cohort study. *BMC Pregnancy and Childbirth* [online]. 2016, **16**(1) [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1186/s12884-016-1021-x. ISSN 1471-2393.
- [42] ZAREEN, N., Heart Development, 2013, (https://www.slideshare.net/shahbazkhan_333/heart-development-i)

Zoznam príloh

Príloha A - Schéma algoritmu metódy vlnkovej transformácie

Príloha B - Schéma algoritmu metódy najmenších štvorcov

Príloha A - Schéma algoritmu metódy vlnkovej transformácie



Príloha B - Schéma algoritmu metódy najmenších štvorcov

